

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Kristýna Cholevová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Předzpracování plodového elektrokardiogramu
Preprocessing of Fetal Electrocardiogram

2017

Kristýna Cholevová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Kristýna Cholevová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Předzpracování plodového elektrokardiogramu**
Preprocessing of Fetal Electrocardiogram
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se věnuje vybraným metodám předzpracování plodového elektrokardiogramu. Práce se věnuje klasifikaci a popisu vybraných lineárních i nelineárních filtračních technik, určených k potlačení základních druhů rušení plodového EKG. Cílem bakalářské práce je návrh a realizace softwaru, který bude využitelný pro předzpracování plodového elektrokardiogramu.

Postup řešení

1. Literární rešerše současného stavu problematiky předzpracování plodového EKG.
2. Klasifikace a matematický popis vybraných filtračních technik (např. Notch filtr, Median filtr, frekvenčně selektivní filtry (DP, HP, PP, PZ), Lynnovy filtry, filtry založené na průměrování, vlnkové transformace, apod.) určených k potlačení základních druhů rušení (např. síťový brum, myopotenciály, kolísání a proskoky nulové linie, apod.), které kontaminují plodové EKG.
3. Návrh a realizace softwaru pro předzpracování plodového EKG ve vývojovém prostředí Matlab nebo LabVIEW.
4. Ověření funkčnosti navrženého programu na syntetických i reálných datech z klinické praxe.
5. Srovnání vlastností vybraných metod.
6. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Ostrava, 2014. Disertační práce. 150 s. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí disertační práce doc. Ing. Jan Židek, CSc.
- [2] ROZTOČIL, Aleš a kolektiv. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada Publishing, 2008, 408 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [3] GACEK, Adam a Witold PEDRYCZ (eds.) *ECG signal processing, classification and interpretation: a comprehensive framework of computational intelligence*. Springer Science & Business Media, 2011. ISBN 978-0-85729-867-6.
- [4] SAMENI, Reza a Gari D. CLIFFORD. A review of fetal ECG signal processing; issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*, January 2010, vol. 3, p. 4. doi: 10.2174/1876536X01003010004.
- [5] JAGANNATH, D. J. a Immanuel A. SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical signal processing and control*, 2014, vol. 10, p. 224-244. doi:10.1016/j.bspc.2013.11.001.

[6] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a rekonstrukce signálů*. 2. vyd. Brno: Vutium, 2002, 428 s. ISBN 80-214-1558-4.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě dne 28. 4. 2017

Chalivová

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu své bakalářské práce Ing. Radku Martinkovi, PhD. za odborné vedení, cenné rady a vstřícnost při vypracování této práce.

Abstrakt

Tato práce se zabývá klasifikací a popisem vybraných filtračních technik, určených k potlačení nejčastějších typů rušení plodového elektrokardiogramu. Účelem snímání plodového elektrokardiogramu je dosažení plnohodnotného záznamu pro zhodnocení zdravotního stavu plodu a převážně pro správnou diagnostiku hypoxických stavů. Cílem práce je tedy návrh a realizace softwaru, který bude využitelný pro předzpracování a umožní další analýzu signálu. K řešení byly použity filtry typu FIR, IIR a vlnková transformace.

Návrh softwaru je popsán v praktické části práce. K ovládání programu bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, kde je možné simulovat základní typy rušení, vybrat filtr a nastavit jednotlivé parametry pro filtraci.

Klíčová slova

fetální EKG, předzpracování, síťový brum, myopotenciály, kolísání izolinie, Notch filtr, FIR filtr, IIR filtr, vlnková transformace, Matlab.

Abstract

This thesis is focused on classification and description of selected filtration techniques which are designed to suppress the most frequent types of fetal electrocardiogram interference. The purpose of fetal electrocardiogram recording is to achieve a full-fledged record for assessment of fetal health and mostly for correct diagnosis of hypoxic states. The aim of this study therefore is to design and realize a software which would be usable for preprocessing and would enable further signal analysis. The FIR and IIR filters and wavelet transform were used as a solution.

The design of the software is described in the practical part of this thesis. For operating the program, a graphical user interface was created. There, it is possible to simulate basic types of interference, to choose a filter, and to set individual parameters for the filtering.

Keywords

fetal ECG, preprocessing, powerline interference, electromyographic (EMG) noise, baseline wandering, Notch filter, FIR filter, IIR filter, wavelet transform (WT), Matlab.

Obsah

Seznam použitých zkratk	10
Seznam obrázků	12
Seznam tabulek	14
Úvod	15
1 Současný stav řešené problematiky	16
1.1 Monitorování srdeční aktivity plodu	16
1.2 Metody zpracování plodového EKG	18
2 Spektrální charakteristiky signálu	20
3 Klasifikace rušení fEKG signálu	21
3.1 Úzkopásmová rušení	21
3.1.1 Kolísání nulové izolinie	22
3.1.2 Síťový brum	23
3.2 Širokopásmová rušení	24
3.2.1 Myopotenciály	24
3.2.2 Děložní kontrakce	25
3.2.3 Skokové změny izoelektrické linie	25
3.2.4 Impulzní šum	26
3.2.5 Diagnosticky neužitečný signál	26
4 Předzpracování fEKG signálu	28
4.1 A/D převodník	28
4.2 Lineární filtrace	29
4.2.1 Číslicové signály a systémy	29
4.2.2 Číslicové filtry	30
4.3 Vlnková transformace	32
4.3.1 Spojitá vlnková transformace	32
4.3.2 Diskrétní vlnková transformace	33
4.3.3 Vlnková transformace s diskrétním časem	33
5 Filtrace jednotlivých typů rušení	35
5.1 Hodnocení kvality filtrace	35
5.2 Gaussovský šum	36
5.3 Kolísání nulové izolinie	37

5.3.1	Filtrace kolísání nulové izolinie	38
5.4	Síťový brum	43
5.4.1	Filtrace síťového brumu	44
5.5	Myopotenciály	55
5.5.1	Filtrace myopotenciálů	56
5.6	Děložní kontrakce	62
5.6.1	Filtrace děložních kontrakcí	63
5.7	Skoková změna izolinie	66
5.7.1	Filtrace skokové změny izolinie	66
5.8	Impulzní šum	69
6	Ověření funkčnosti filtrace na syntetických datech	71
7	Ověření funkčnosti filtrace na reálných datech	73
8	Grafické uživatelské rozhraní	75
	Závěr	77
	Seznam použité literatury	78
	Seznam příloh	83

Seznam použitých zkratk

- A/D převodník – analogově digitální převodník
- ADALINE – adaptivní lineární neuron (adaptive linear neuron)
- ANFIS – adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (adaptive neuro-fuzzy inference system)
- ANN – umělé neuronové sítě (artificial neural network)
- AT – průměrovací techniky (averaging techniques)
- AVF – adaptivní Volterra filtr (adaptive Volterra filter)
- B – šířka potlačovaného pásma (bandwidth)
- BSS – slepá separace signálů (blind source separation)
- CMRR – diskriminační činitel (common-mode rejection ratio)
- CT – korelační techniky (correlation techniques)
- CWT – spojitá vlnková transformace (continuous wavelet transform)
- DFT – diskrétní Fourierova transformace (discrete fourier transform)
- DP – dolní propust
- DTWT – diskrétní vlnková transformace (discrete-time wavelet transform)
- EHG – elektrohysterografie
- EKG – elektrokardiogram
- fEKG – fetální elektrokardiogram
- fHR – srdeční frekvence plodu (fetal heart rate)
- FIR – filtr s konečnou impulsní odezvou (finite impulse response)
- FT – Fourierova transformace (fourier transform)
- GA – genetický algoritmus (genetic algorithm)
- GUI – grafické uživatelské rozhraní (graphical user interface)
- HNN – hybridní neuronové sítě (hybrid neural network)
- HP – horní propust
- ICA – analýza nezávislých komponent (independent component analysis)

IDTWT – zpětná vlnková transformace (inverse discrete-time wavelet transform)

IFPO – intrapartální fetální pulsní oxymetrie (intrapartal fetal pulse oxymetry)

IIR – filtr s nekonečnou impulsní odezvou (infinite impulse response)

KF – Kalmanova filtrace (Kalman filter)

KTG – kardiokografie

LMS – stochastický gradientní adaptace (least mean squares)

LTIS – lineární časově invariantní systém (linear time invariant system)

mEKG – mateřský elektrokardiogram

NRDF – nerekurzivní filtr (non-recursive digital filter)

PCA – analýza hlavních komponent (principal component analysis)

PP – pásmová propust

PSO – optimalizace hejnem částic (particle swarm optimization)

PZ – pásmová zadrž

Q – faktor kvality (quality factor)

QPSO – kvantovaná optimalizace hejnem částic (quantum particle swarm optimization)

RDF – rekurzivní filtr (recursive digital filter)

RLS – rekurzivní optimální adaptace (recursive least squares)

SD – subprostorový rozklad (subspace decomposition)

SNR – odstup signálu od šumu (signal noise to ratio)

ST – spektrální odečítání (subtraction techniques)

STAN – analýza úseku ST (ST analysis)

SVD – singulární rozklad (singular value decomposition)

WF – Wienerova filtrace (Wiener filter)

WT – vlnková transformace (wavelet transform)

π CA – analýza periodických komponent (periodic component analysis)

Seznam obrázků

Obrázek 1: Neinvazivní snímání plodového EKG (převzato a upraveno z [49]).	17
Obrázek 2: Invazivní snímání plodového EKG (převzato a upraveno z [48]).	17
Obrázek 3: Srovnání spektra fEKG (vlevo) a mEKG signálu (vpravo).	20
Obrázek 4: fEKG zarušené kolísáním nulové izolinie.	22
Obrázek 5: fEKG zarušené síťovým brumem.	23
Obrázek 6: fEKG zarušené myopotenciály.	24
Obrázek 7: fEKG zarušené děložními kontrakcemi.	25
Obrázek 8: fEKG zarušené skokovou změnou izolinie.	26
Obrázek 9: fEKG zarušené impulzním šumem.	27
Obrázek 10: Schéma předzpracování (převzato a upraveno z [27], [49]).	28
Obrázek 11: fEKG zarušený Gaussovským šumem.	36
Obrázek 12: Srovnání spekter fEKG signálu a šumu.	37
Obrázek 13: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.	37
Obrázek 14: Srovnání spekter fEKG signálu a kolísání izolinie.	38
Obrázek 15: Amplitudová a fázová charakteristika (FIR1 - HP).	39
Obrázek 16: Výsledky filtrace (FIR1 - HP).	40
Obrázek 17: Detail filtrace (FIR1 - HP).	40
Obrázek 18: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - HP).	41
Obrázek 19: Amplitudová a fázová charakteristika (Butterworth - HP).	41
Obrázek 20: Výsledek filtrace (Butterworth filtr - HP).	42
Obrázek 21: Detail filtrace (Butterworth - HP).	43
Obrázek 22: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (Butterworth - HP).	43
Obrázek 23: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.	44
Obrázek 24: Srovnání spekter fEKG signálu a brumu.	44
Obrázek 25: Amplitudová a frekvenční charakteristika (FIR1 - PZ).	45
Obrázek 26: Výsledek filtrace (FIR1 - PZ).	46
Obrázek 27: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - PZ).	46
Obrázek 28: Detail filtrace (FIR1 - PZ).	47
Obrázek 29: Amplitudová a fázová charakteristika (Butterworth - PZ).	47
Obrázek 30: Výsledek filtrace (Butterworth - PZ).	48
Obrázek 31: Detail filtrace (Butterworth - PZ).	49
Obrázek 32: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (Butterworth - PZ).	49
Obrázek 33: Amplitudová a fázová charakteristika (Notch).	50
Obrázek 34: Výsledek filtrace (Notch).	51
Obrázek 35: Detail filtrace (Notch).	51
Obrázek 36: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (Notch).	52
Obrázek 37: Rozklad signálu (vlnková transformace).	53
Obrázek 38: Výsledek filtrace (WT).	54
Obrázek 39: Detail filtrace (WT).	54
Obrázek 40: Zobrazení spektra ideálního a filtrovaného signálu (WT).	55
Obrázek 41: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.	55
Obrázek 42: Spektrum myopotenciálů.	56
Obrázek 43: Výsledek filtrace (WT).	57
Obrázek 44: Rozklad signálu.	58

Obrázek 45: Detail filtrace (WT).	59
Obrázek 46: Srovnání spektra ideálního a filtrovaného signálu (WT).	59
Obrázek 47: Výsledek filtrace (WT).	60
Obrázek 48: Rozklad signálu.	61
Obrázek 49: Detail filtrace (WT).	62
Obrázek 50: Srovnání spektra ideálního a filtrovaného signálu (WT).	62
Obrázek 51: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.	63
Obrázek 52: Srovnání spekter fEKG signálu a děložních kontrakcí.	63
Obrázek 53: Amplitudová a fázová charakteristika filtru (FIR1 - HP).	64
Obrázek 54: Výsledek filtrace (FIR1 - HP).	65
Obrázek 55: Detail filtrace (FIR1 - HP).	65
Obrázek 56: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - HP).	66
Obrázek 57: Srovnání skokové změny a ideálního signálu (vlevo), detail skoku (vpravo).	66
Obrázek 58: Srovnání spekter fEKG signálu a skokové změny izolinie.	67
Obrázek 59: Amplitudová a fázová charakteristika (FIR1 - HP).	67
Obrázek 60: Výsledek filtrace (FIR1 - HP).	68
Obrázek 61: Detail filtrace v místě skoku (FIR1 - HP).	69
Obrázek 62: Srovnání spektra ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - HP).	69
Obrázek 63: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.	70
Obrázek 64: Srovnání spekter fEKG signálu a impulzního šumu.	70
Obrázek 65: Signál EKG (kolísání izolinie).	71
Obrázek 66: Výsledek filtrace (FIR1 - HP).	71
Obrázek 67: Signál mEKG + fEKG (Gaussovský šum).	72
Obrázek 68: Výsledek filtrace (WT).	72
Obrázek 69: Signály fEKG.	73
Obrázek 70: Výsledek filtrace (FIR1 - HP).	74
Obrázek 71: Výsledek filtrace (Chebyshev).	74
Obrázek 72: Grafické uživatelské rozhraní.	76

Seznam tabulek

Tabulka 1: Popis vybraných typů rušení	21
Tabulka 2: Experiment pro určení nejlepšího řádu filtru FIR1 - HP (drift).	35
Tabulka 3: Srovnání výsledků filtrace kolísání izolinie (FIR1).	39
Tabulka 4: Srovnání výsledků filtrace kolísání izolinie (Butterworth - HP).....	42
Tabulka 5: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (FIR1 – PZ).	45
Tabulka 6: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (Butterworth - PZ).	48
Tabulka 7: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (Notch).....	50
Tabulka 8: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (WT).	52
Tabulka 9: Srovnání výsledků filtrace myopotenciálů (WT).	57
Tabulka 10: Srovnání výsledků filtrace myopotenciálů (WT).	60
Tabulka 11: Srovnání výsledků filtrace děložní kontrakce (FIR1 - HP).	64
Tabulka 12: Srovnání výsledku filtrace skoku izolinie (FIR1 - HP).	68

Úvod

Předzpracování plodového elektrokardiogramu je v současné době rozšířené téma, které se probírá v mnoha odborných publikacích a člancích. Digitálním zpracováním signálu přinášíme lékařům možnost co nejlépe diagnostikovat hypoxické stavy plodu, a tak předcházet zdravotním problémům a snižovat počet operací pro fetální tíseň.

První až čtvrtá kapitola se řadí k teoretické části práce. V první kapitole je řešeno, ve které jsou popsány aktuální metody snímání plodového srdce a také metody možného zpracování fetálního elektrokardiogramu. Druhá kapitola je zaměřena na spektrální charakteristiky jednotlivých částí signálu a popisuje, ve kterých částech spektra najdeme nežádoucí rušení. Třetí kapitola se zabývá popisem jednotlivých typů rušení, která se mohou vyskytnout při snímání fetálního elektrokardiogramu. Vysvětluje příčiny vzniku rušení, a jak se projevují. Čtvrtá kapitola pojednává o problematice filtračních metod. Je zde popis lineárních filtrů i vlnkové transformace.

Pátá kapitola se již věnuje praktické části bakalářské práce. Je zde tedy postup implementace rušení v Matlabu a jejich následná filtrace pomocí různých metod. V šesté kapitole je funkčnost filtrů ověřena na syntetických datech z generátoru rušení a v sedmé kapitole na datech z klinické praxe. Poslední, osmá kapitola, popisuje vytvořené grafické uživatelské rozhraní.

1 Současný stav řešení problematiky

Elektrokardiografie je základní diagnostická a vyšetřovací metoda v kardiologii, která je v medicíně nezastupitelná a stále se vyvíjí a zdokonaluje. Výrazné pokroky v této oblasti můžeme zaznamenávat díky rozvoji mikroprocesorové techniky a lepší výkonnosti výpočetní techniky, která umožňuje kvalitnější analýzu a přesnější výsledky [1].

O zpracování a analýze fetálního elektrokardiogramu (fEKG) již máme dostatek informací, přesto toto téma není tak rozšířené, jako zpracování elektrokardiogramu dospělých (EKG). Důvodem jsou nedostatečná dostupnost databází klinických záznamů fEKG (tzv. Gold standard databases) [32] a také omezené poznatky o vývoji srdce plodu [8]. Snímání fEKG je obtížnější také kvůli nízkému odstupu signál - šum (SNR) a jiným technickým problémům, jako je problematická filtrace signálu nebo nízká senzitivita přístrojů¹. SNR je dán matematickým vztahem:

$$SNR = 10 \cdot \log \left(\frac{P_S}{P_Z} \right), \quad (1)$$

kde P_S je výkon EKG a P_Z je výkon šumu [1].

Zájem o problematiku fEKG rok od roku roste a objevuje se stále více vědeckých publikací z oblastí techniky i medicíny [1].

1.1 Monitorování srdeční aktivity plodu

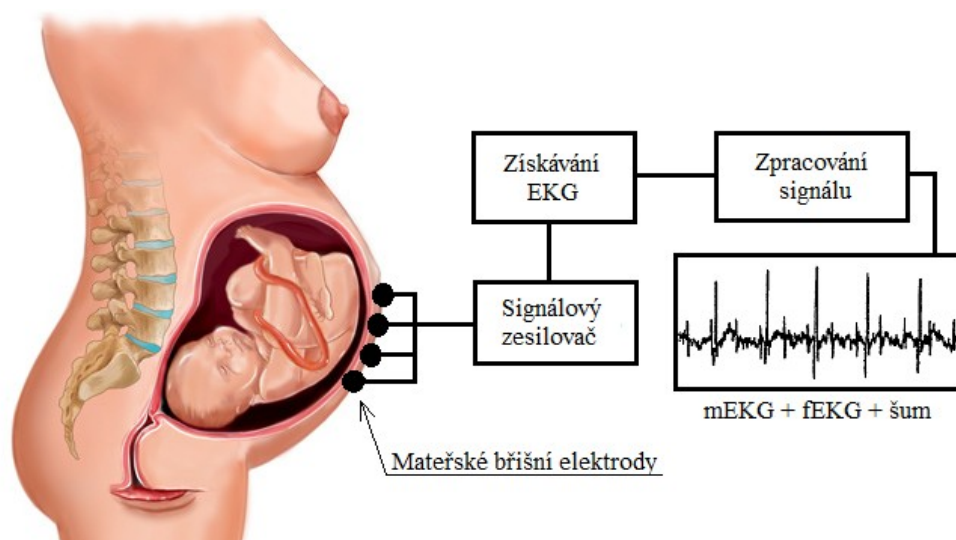
Monitorování fetálního srdce se provádí k získání důležitých informací o zdravotním stavu plodu a sledování jeho základních životních funkcí. Je tedy důležité pro diagnostiku hypoxických stavů, vrozených srdečních vad nebo pro sledování vývoje a vyspělosti plodu. Snímá se nejčastěji neinvazivně, v prenatálním (předporodním) období a analyzovat lze v současné době především R-R intervaly, děložní kontrakce a pohyby plodu [1]

Zdraví plodového srdce můžeme zkoumat různými technikami. Nejstarší metodou monitorování srdeční frekvence zůstává použití stetoskopu. Tuto metodu časem nahradilo modernější elektronické monitorování, které využívá například použití ultrazvuku. Více o těchto metodách v [8].

Dalším dnes téměř nepoužívaným způsobem monitorování je SALING neboli stanovení pH, kdy se z hlavičky plodu odebere vzorek krve a je stanovena acidobazická rovnováha. K jejímu úpadku přispěla technická náročnost a invazivní provedení [8].

Mezi nejmodernější metody monitorování srdeční aktivity plodu patří fEKG. Lze jej získat neinvazivní abdominální metodou (Obrázek 1) nebo přesnější invazivní transvaginální metodou (Obrázek 2). Neinvazivní získávání fEKG je komfortnější a bezpečnější jak pro pacientku, tak pro plod. Bohužel má své nevýhody spojené zejména s velkým množstvím rušení. Tato nežádoucí rušení se snažíme potlačit použitím různých filtrů a zpracováním signálu [2].

¹ Senzitivita přístroje je citlivost daného přístroje na podněty. Čím větší je citlivost, tím přesnější je měření.

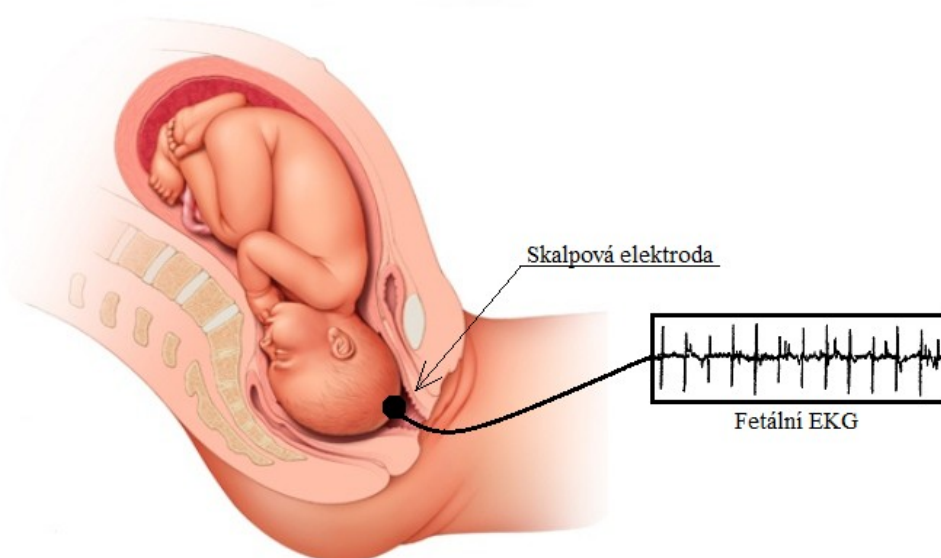


Obrázek 1: Neinvazivní snímání plodového EKG (převzato a upraveno z [49]).

Standardní monitorovací technikou se stala kardiokografie (KTG), která se provádí v prenatálním období a má význam pro diagnostiku vitality plodu. Použitím ultrazvukové sondy lze snímat fHR a nitroděložní tlak v závislosti na čase, viz [3], [8].

Jedním z novějších způsobů monitorování plodu je přístroj MONICA AN 24, který patří mezi neinvazivní metody pro kontinuální monitorování srdeční aktivity matky a plodu. Nevýhodou je rušení signálu a skutečnost, že neumožňuje podrobnější morfologickou analýzu fEKG. Více informací o přístroji v [9].

Pro zkvalitnění diagnostiky hypoxie se během porodu vyvinuly i další způsoby monitorování, které také rozšířily původní KTG. Jednou z těchto metod je intrapartální fetální pulzní oxymetrie (IFPO), která slouží ke stanovení fetální saturace krve kyslíkem [8]. Dalším způsobem je poměrně nová invazivní metoda STAN, při které se transvaginálně zavede skalpová elektroda (Obrázek 2).



Obrázek 2: Invazivní snímání plodového EKG (převzato a upraveno z [48]).

Skalpová elektroda v kombinaci s KTG je jedna z nejpresnějších metod pro diagnostiku hypoxických stavů plodu. Sleduje se přitom jedno-svodové fEKG s vyhodnocením ST úseku pomocí počítače. Na ST úseku fEKG křivky se totiž projevuje funkce myokardu plodu při nedostatku kyslíku. Takové vyšetření umožňuje například přístroj STAN S31 [8] a [10].

1.2 Metody zpracování plodového EKG

V současné době existuje mnoho metod pro extrakci a zpracování fEKG. Tato problematika je popsána v [3], [4], [5]. Metody se dají rozdělit na adaptivní a neadaptivní, a to podle schopnosti přizpůsobit se danému systému. Rozdíl je tedy v tom, že adaptivní metody mění své parametry podle vstupního signálu, oproti neadaptivním, které pracují stále podle původního nastavení. Metody adaptivní i neadaptivní lze různě kombinovat, aby byla extrakce výsledného signálu co nepřesnější [5]. Více o adaptivních filtracích například v [28], [29], [30] a [31].

Adaptivní metody můžeme rozdělit na lineární a nelineární:

- Lineární
 - Kalmanova filtrace (KF)
 - Stochasticky gradientní adaptace (LMS)
 - Rekurzivní optimální adaptace (RLS)
 - Adaptivní lineární neuron (ADALINE)
 - Hřebenová filtrace
 - Adaptivní Volterra filtr (AVF)
- Nelineární
 - Umělé neuronové sítě (ANN)
 - Hybridní neuronové sítě (HNN)
 - Genetický algoritmus (GA)
 - Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (ANFIS)
 - Optimalizace hejnem částic (PSO)
 - Kvantovaná optimalizace hejnem částic (QPSO)

Neadaptivní metody se dělí následovně:

- Jednokanálové
 - Metody vlnkové transformace (WT) [18], [19] a [20]
 - Korelační techniky (CT)
 - Spektrální odečítání (ST)
 - Průměrovací techniky (AT) [22]
 - Frekvenčně selektivní filtry typu FIR, IIR (typ HP, DP, PP, PZ) [13], [14], [15], [23], [24] a [25]
 - Wienerova filtrace (WF) [25]
- Vícekanálové
 - Slepá separace signálů (BSS) [17]
 - Singulární rozklad (SVD) [16] a [20]
 - Analýza nezávislých komponent (ICA) [20]
 - Analýza hlavních komponent (PCA) [21]
 - Analýza periodických komponent (π CA)
 - Subprostorový rozklad (SD)

Neadaptivní metody se obvykle samostatně pro podrobnější morfologickou analýzu nevyužívají, ale mnoho z nich dokáže účinně odstranit nežádoucí složky fEKG a tak určit R-R interval neboli srdeční frekvenci plodu (FHR). Jsou tedy vhodné pro transabdominální KTG. Především se však využívají pro předzpracování EKG signálu [1].

Předzpracování fEKG signálu se provádí jako prvotní úprava pro umožnění následné diagnostiky signálu. Extrahovaný signál je obvykle směs fetálního signálu, signálu matky a šumu. Jako předzpracování EKG signálu se velmi často využívá způsob lineární filtrace (pomocí číslicových filtrů) nebo kumulace (průměrování). Pro předzpracování všech biologických signálů se však aktuálně nejvíce uplatňují metody založené na vlnkové transformaci [27]. Přehled filtrů je prezentován například v [7] a [12].

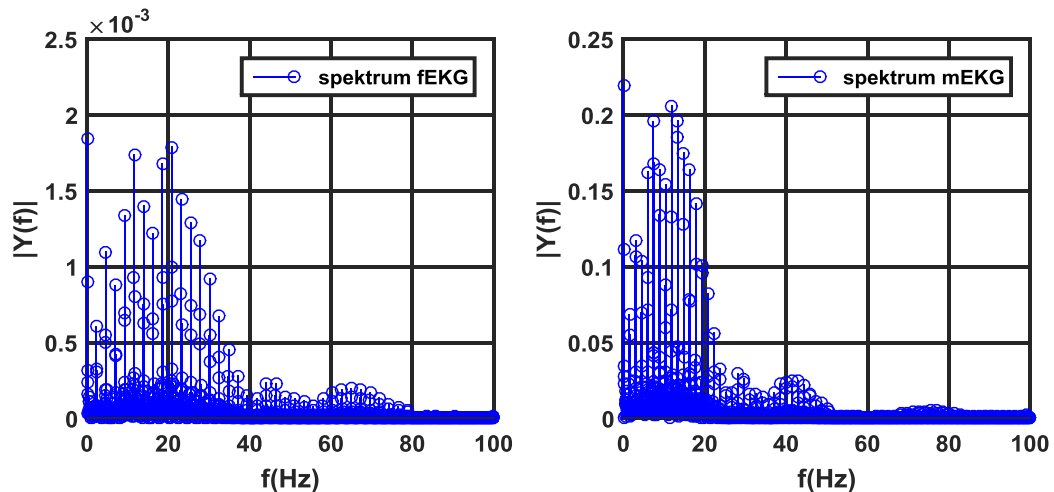
Filtrováním signálu se však filtruje také užitečná složka signálu, kterou potřebujeme pro pozdější hodnocení. Hlavním cílem je tedy odstranění nebo částečné potlačení rušení kontaminující signál, abychom zkoumaný signál co nejméně znehodnotili. Výskytu některých rušivých složek lze předcházet, mnohdy tomu však zabránit nelze. Více o rušení v signálech EKG v [25], [26], [27] nebo v kapitole 3.

2 Spektrální charakteristiky signálu

Při zpracování a filtraci signálu je nezbytné znát základní spektrální vlastnosti signálu. Spektrum signálu je rozklad na harmonické složky a jeho vyjádření pomocí jejich amplitudy a fáze. Spektrální analýza se provádí pomocí Fourierovy transformace. Fourierova transformace $W(\omega)$ signálu $w(t)$ je popsána pomocí vzorce níže. Součtem spekter získáme diskretní signál. Pomocí převodu z časové do frekvenční oblasti dosáhneme lepšího přehledu a snadnější klasifikace EKG složek [1] a [26].

$$W(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} w(t)e^{-j\omega t} dt, \quad (2)$$

Amplitudová úroveň EKG signálu dosahuje 0,5 mV až 5 mV, u fEKG je to 10 až 60 μ V. Využitelná část signálu se udává s frekvenčním rozsahem od 0,01 do 125 Hz. U fEKG dosahuje tato hodnota až 150 Hz. Pro digitalizaci signálu se nejčastěji využívá vzorkovací frekvence 500 až 1000 Hz. Na následujícím obrázku lze vidět srovnání spektra EKG signálu matky a plodu [1], [42] a [47].



Obrázek 3: Srovnání spektra fEKG (vlevo) a mEKG signálu (vpravo).

Díky znalosti spektrální charakteristiky signálu a spektra šumu kontaminujícího signál, můžeme vyvodit, jaký typ zašumění má vliv na konkrétní úsek EKG signálu. Vlna P a T se vyskytuje v oblasti do 10 Hz. Zde se nachází také rušení způsobené dýcháním a pravidelnými pohyby. QRS komplex má nejvýraznější rozsah a jeho maximum může dosahovat až do 20 Hz, zbytek energie komplexu zasahuje až ke 40 Hz. V této oblasti je nejčastější výskyt myopotenciálů, ale může zde zasáhnout také rušení způsobené síťovým brumem, [1] a [26].

3 Klasifikace rušení fEKG signálu

Snímaný EKG signál je obvykle směsí užitečného signálu a šumu. Při snímání signálu je nutné postupovat tak, aby se co nejvíce předešlo jeho znehodnocení. Důležité je pečlivé očištění pokožky v místě styku s elektrodou a použití vysoce rezistivních materiálů či kabelů, které slouží k minimalizaci průniku elektromagnetického rušení. Pro odstranění artefaktů, kterým nelze předejít, se využívají různé filtrační metody. Odstranění šumu ze signálu má totiž zásadní význam pro další zpracování a zejména pro následnou diagnostiku. Rušení signálu lze podle šířky frekvenčního pásma rozdělit na úzkopásmová a širokopásmová [1] a [26].

Jednotlivá rušení mohou mít různé zdroje technického či biologického původu:

- poruchy přístroje,
- změna přechodového odporu elektrod,
- působení organismu - myopotenciály, dýchání, děložní kontrakce, mEKG,
- působení elektrovedné sítě, a další [27].

Nejčastější typy rušení vznikající při snímání fEKG jsou popsány v následující tabulce.

Tabulka 1: Popis vybraných typů rušení.

	Úzkopásmová rušení		Širokopásmová rušení		
	Kolísání nulové izolinie	Síťový brum	Myopotenciály	Děložní kontrakce	Skokové změny izolinie
Frekvence	0 - 3 Hz	Evropa 50 Hz, USA 60 Hz	10 Hz - 500 kHz	0,1 - 3 Hz	0 - 15 Hz
Zdroj	Elektrochemické děje na rozhraní pokožka - elektroda	Působení elektrovedné sítě	Pohyb kosterních svalů, dýchání	Mimovolné stahy dělohy	Špatný kontakt elektrody a kůže
Filtrace	Horní propust, Lynnovy filtry	Pásmová zádrž, kumulační metody, Notch filtr	Vlnková transformace s diskretním časem	Horní propust	Vlnková transformace s diskretním časem

Problémem snímání fEKG je mimo jiné také mEKG. Potlačení mEKG je však obtížné, neboť se spektra signálů matky a plodu překrývají. Obvykle se mEKG přiřazuje k rušením širokopásmovým a má mnohem vyšší amplitudu než fEKG [1].

Dalším rušením, které se může vyskytnout při snímání EKG, je šum elektronických obvodů. Může se jednat například o šum operačního zesilovače, kontaktů, tranzistorů nebo odporů. EKG je negativně ovlivňováno také vlivem elektrické aktivity buněk, tkání a orgánů [27].

3.1 Úzkopásmová rušení

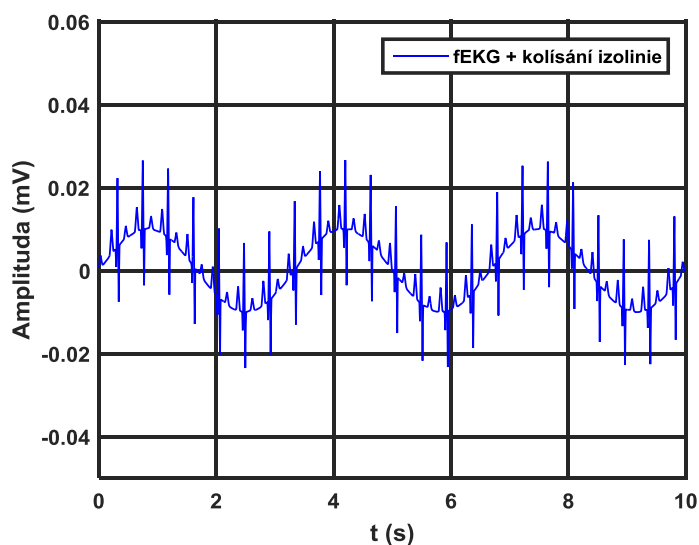
Mezi úzkopásmová rušení řadíme kolísání nulové izolinie a síťový brum. Pro odstranění tohoto typu rušení se často využívá lineární filtrace.

3.1.1 Kolísání nulové izolinie

Kolísání nulové izolinie (drift nulové izolinie) je popisováno jako chybné umístění nulové linie signálu. Frekvenční rozsah tohoto nežádoucího rušení se pohybuje v rozmezí 0-3 Hz a zašumění je kolísavé. Příčinou jsou pomalé elektrochemické děje na rozhraní elektroda - pokožka vlivem pocení (do 0,8 Hz), dýchání pacienta (do 0,5 Hz) či nepatrných pohybů (do 1,5 Hz) [1], [27], [26], [33] a [34].

Elektrody snímající EKG na povrchu těla jsou zprostředkovatelem spojení mezi vstupem přístroje a organismem. Na rozhraní elektroda – pokožka se pro zlepšení vodivosti používá vodivý gel (elektrolyt). Pro efektivní použití elektrod je nutné znát jejich konstrukční parametry a vlastnosti elektrolytu i tkáně, více v [34] a [35]. Důležitá je elektrická vodivost, kterou v lidském těle obstarávají volné ionty. Na rozhraní elektroda - elektrolyt dochází k oxidaci, kationty se uvolňují z kovu a elektrony, které v něm setrvávají, zvyšují jeho záporný náboj. Na rozmezí obou prostředí se z důvodu nerovnováhy nábojů navodí půlčlankové napětí (rozdíl elektrického potenciálu). Použitím elektrod různých materiálů nebo při různých přechodových impedancích na rozhraní elektroda - kůže pak vzniká stejnosměrné napětí, způsobující kolísání nulové izolinie [27] a [34].

Přílišné kolísání izolinie může vést k ořezání signálu, a tím ke znehodnocení kladných a záporných kmitů signálu působením konečného zesílení zesilovacích členů nebo analogově digitálních převodníků. To přispívá k obtížnější ST analýze. Tomuto rušení nelze předejít, avšak filtrace je v tomto případě poměrně jednoduchá, realizovaná většinou pomocí horní propusti [1] a [34].



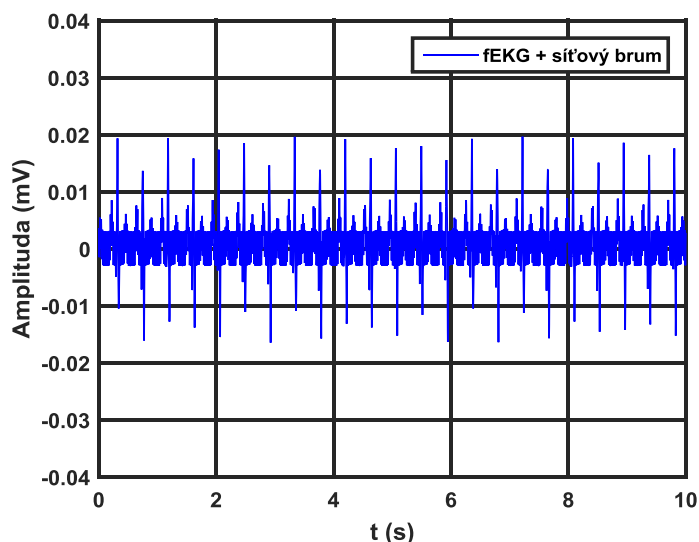
Obrázek 4: fEKG zarušené kolísáním nulové izolinie.

Kolísání nulové izolinie je typické pro transvaginální jednosvodové monitorování fEKG. Elektroda musí být zavedena k plodu skrze pochvu, kde je nestabilní prostředí. Uchycení elektrody je tedy obtížné. Tyto problémy nastávají také při abdominálním monitorování fEKG. Pro lepší přilehnutí elektrod se ve snaze získání co nejvyšší kvality signálu zkouší různé metody, kdy se kůže brousí, odmašťuje lihlem, apod. Kolísání může také způsobovat změna polohy srdce plodu vůči poloze elektrody nebo dýchání matky. Nevýhodou tohoto rušení je, že při filtraci se deformuje ST segment a dochází ke snížení kmitů QRS komplexu [1].

3.1.2 Síťový brum

Tento typ rušení vzniká vlivem působení elektrovedné sítě, ke které je přístroj připojen. Souvisí to s Faradayovým indukčním zákonem. Do kabelů měřících sond se indukuje elektrické napětí, které se přičítá k měřenému signálu. Síťový brum patří mezi nejběžnější rušení při snímání všech biologických signálů. Filtrace se provádí pomocí úzkopásmového filtru. Při dodržení šířky zádrže do ± 3 Hz, jsou ztráty užitečného signálu většinou minimální [26] a [33].

Síťové rušení je harmonický periodický signál. V evropských zemích se základní kmitočet rovná hodnotě 50 Hz s přesností $\pm 0,2$ Hz. V USA je tato frekvence 60 Hz s totožnou odchylkou. Amplituda se vyskytuje do 50% maximálního rozkmitu EKG signálu [1], [27] a [26]. Tento periodický artefakt nemá absolutně sinusový charakter, objevují se zde i vyšší harmonické složky, jejichž kompenzací se zabývají práce [39] a [40].



Obrázek 5: fEKG zarušené síťovým brumem.

Elektrokardiografy mají všeobecně významnou vlastnost – odolnost přístroje vůči vlivům vnějšího rušení, tedy signálu elektrovedné sítě. Tuto odolnost popisuje diskriminační činitel ($CMRR$) vyjádřený poměrem zesílení pro rozdílové vstupní napětí (A_{roz}) a zesílení pro soufázové vstupní napětí (A_{souf}) [27]:

$$CMRR = \frac{A_{roz}}{A_{souf}}. \quad (3)$$

Hodnota $CMRR$ je ideální, pokud je nekonečná. Ve skutečnosti se však pohybuje od 100 do 120 dB [27].

Síťový brum vzniká prostřednictvím elektrického pole, magnetického pole (rozptylové pole transformátorů a tlumivek) či radiofrekvenčních signálů. Další možné zdroje jsou například zařízení pro krátkovlnnou diatermii a elektrochirurgii, vysílající vysokofrekvenční signály. Nejčastějším zdrojem brumu je střídavé elektrické pole v blízkosti elektrické instalace a spotřebičů [27].

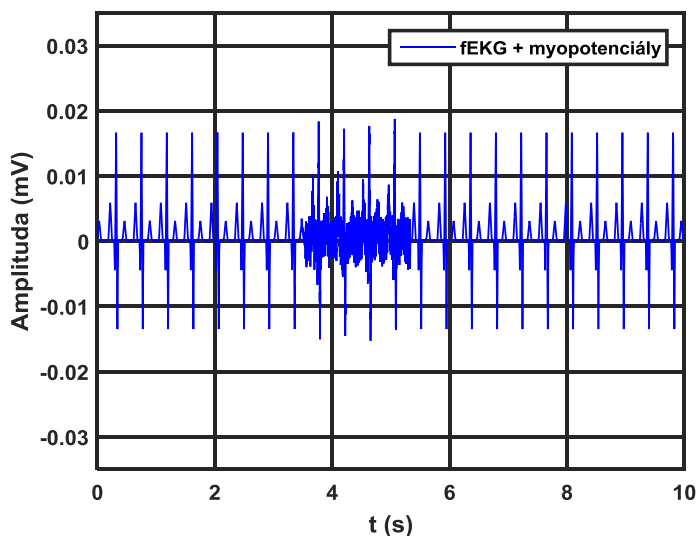
Při síťovém rušení dochází k prolínání spekter užitečného signálu a šumu. Tomu lze částečně zabránit například vhodným umístěním snímacího přístroje či žádoucí úpravou podmínek snímání. Velikost rušivého napětí udává magnetická indukce a kapacitní vazba. V případě magnetické indukce se na velikosti rušivého napětí podílí plocha smyčky, kterou prochází střídavý magnetický tok a její prostorová orientace. Proto se pro potlačení síťového rušení snažíme zmenšit plochu smyčky (např. propletením konců kabelů) [27].

3.2 Širokopásmová rušení

Mezi tato rušení patří veškeré myopotenciály a mEKG. Pro jejich eliminaci většinou není lineární filtrace vhodná, jelikož způsobuje zkreslení signálu v začátcích a koncích QRS komplexů a ořezání extrémů kmitů v těchto komplexech. Důvodem je především výrazné překrytí širokopásmového rušení se signálovým spektrem fEKG [1].

3.2.1 Myopotenciály

Při snímání signálu EKG je nutné, aby pacient zůstal v klidu, bez jakéhokoli pohybu. Pokud dochází třeba jen k nízké aktivitě kosterních svalů, signál je kontaminován myopotenciály. Pohyb končetin bývá zobrazen jako časově ohraničený šum s intenzitou závislou na vykonaném pohybu. Svalová rušení se však vyskytují hlavně při snímání EKG malých dětí nebo při zátěžových EKG. Artefaktům v zátěžovém EKG nelze úplně předejít, lze je však omezit výběrem správných elektrod a typu zátěže [27], [26] a [33].



Obrázek 6: fEKG zarušené myopotenciály.

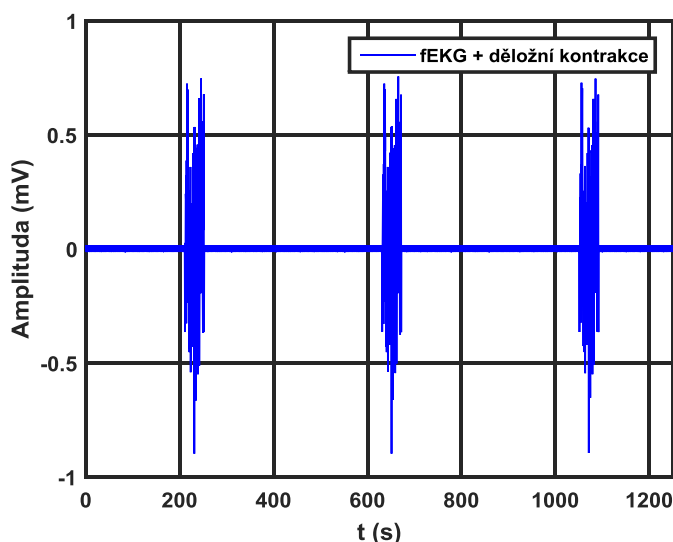
Jako myopotenciály můžeme označit veškeré pohyby pacienta, dýchání či děložní kontrakce. Dýchání neboli respirace je periodický pohyb, jehož zašumění vzniká pohybem hrudníku a závisí tedy na hloubce nádechu i výdechu. Při neinvazivním snímání fEKG pokrývají elektrody velkou plochu mateřského těla. Svalová vlákna břicha, trupu a dělohy pak mohou snímáný fEKG signál také znehodnotit [26].

Myopotenciály se nachází v oblasti cca od 10 Hz až do několika kHz, většinou však nepřesahují 500 Hz. Při klidovém snímání se rušení obvykle vyskytují ve frekvenčním pásmu nad 100 Hz, při zátěžovém snímání nad 10 Hz a pravidelné pohyby jako je dýchání se vyskytují jako nízkofrekvenční. Amplituda myopotenciálového signálu může dosahovat až 2 mV, což může způsobovat značné problémy z důvodu překrytí QRS komplexu šumem [27] [26] a [33].

Filtrace proto není vůbec jednoduchá. Lineární filtrace pomocí dolní propusti je nevhodná a nepoužívá se. Pro potlačení myopotenciálů je velmi vyhovující metoda vlnkové transformace s diskrétním časem (DTWT), [1], [26]. Více o zpracování signálu pomocí WT v [36], [37], [38] a [41].

3.2.2 Děložní kontrakce

Děložní kontrakce se vyskytují v posledních týdnech těhotenství a během porodu. Stahy dělohy se samovolně dostavují v intervalech vyvolaných akčním potenciálem. Tento typ myopotenciálů má frekvenční rozsah 0,1 – 3 Hz v závislosti na síle kontrakcí. Velikost amplitudy se pohybuje mezi 0,1 – 1 mV a s postupem těhotenství se zvyšuje. Délka kontrakcí, amplituda i intervaly mezi kontrakcemi se tedy mění s gestačním věkem [1].



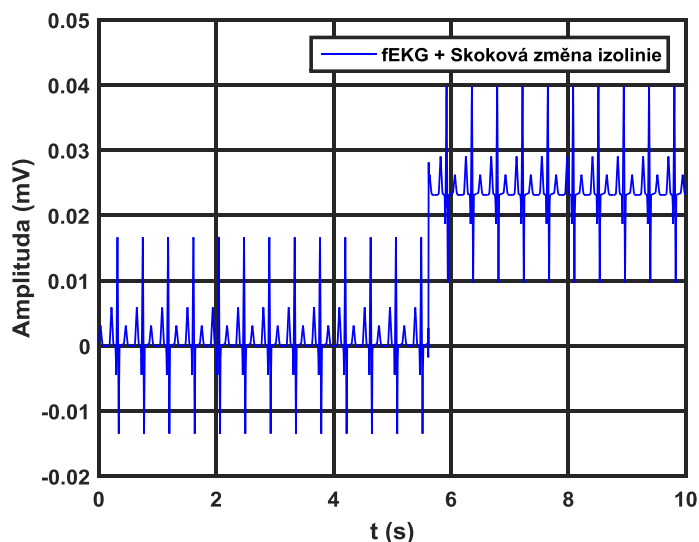
Obrázek 7: fEKG zarušené děložními kontrakcemi.

Metoda, poskytující informace o elektrické aktivitě děložního svalu, se označuje elektrohysterografie (EHG). Využívá povrchových elektrod na břicho matky, které snímají akční potenciály při kontrakci. Potlačení děložních kontrakcí je možné provést pomocí vlnkové transformace. Také lze využít lineární filtrace, jelikož se kontrakce objevují na nízkých frekvencích a nedojde tak ke zkreslení důležitých částí signálu. Konkrétně je možné využít horní propust s mezním kmitočtem do 3 Hz [1].

3.2.3 Skokové změny izoelektrické linie

Příčinou tohoto rušení je špatný kontakt mezi elektrodou a kůží pacienta. Dochází k posouvání elektrody a tím ke tření o kůži. Výskyt je náhodný, nejčastěji při zátěžovém EKG. Rušení má

skokový charakter a posun nulové izolinie. Frekvenční pásmo se pohybuje okolo 1 – 15 Hz. Tyto artefakty jsou problematické také z důvodu záměny s R kmitem při ambulantním monitorování. Filtrace není jednoduchá kvůli výskytu v oblasti QRS komplexu [26].



Obrázek 8: fEKG zarušené skokovou změnou izolinie.

Tento typ rušení se opět může vyskytnout při abdominálním i transvaginálním snímání fEKG, kdy je nutné správné uchycení elektrody [1].

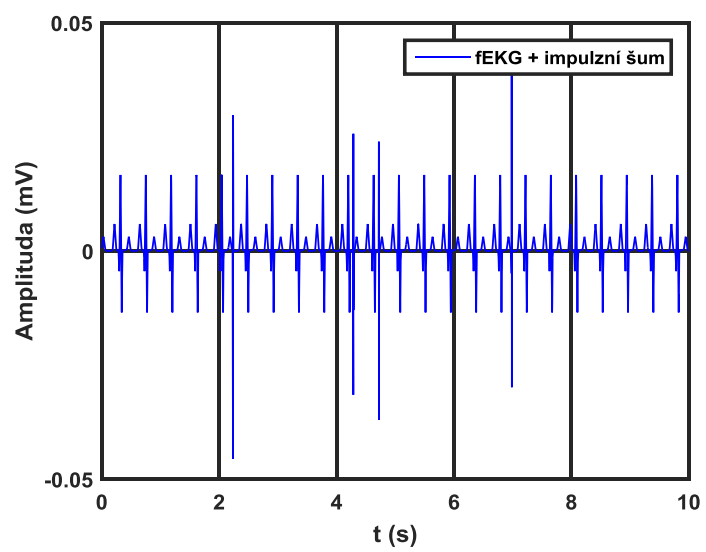
3.2.4 Impulzní šum

Impulzní šum vzniká v blízkosti silových elektrických zařízení či komunikačních signálů, které kolem sebe vytváří elektromagnetické pole. Prostor, ve kterém měříme, se pak stává narušený. Při tomto typu rušení dochází k rychlé skokové změně, která se projevuje limitními krajními hodnotami.

Zdrojem tohoto rušení bývají měniče napětí, spínané zdroje, elektronické předřadníky zářivek či frekvenční měniče elektrických strojů, pracující s vysokými frekvencemi (desítky kHz). Filtrace impulzního šumu je neúčelná. V signálu se toto rušení vyskytuje velmi zřídka a při kontaminaci EKG tímto šumem se snímání většinou opakuje [26] a [33].

3.2.5 Diagnosticky neužitečný signál

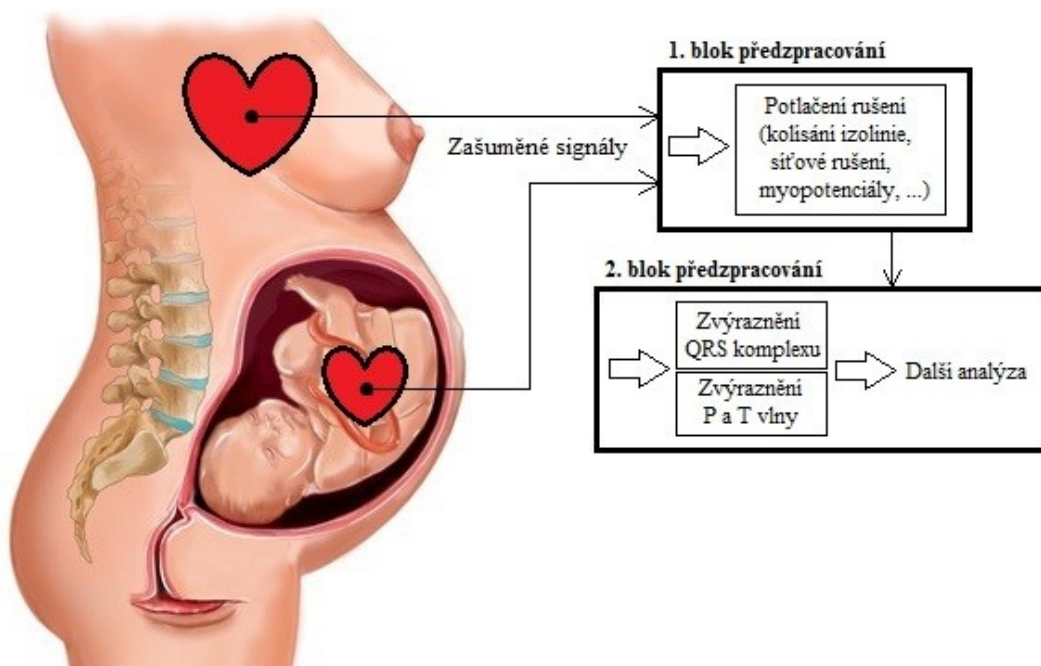
Zde se nejedná přímo o typ šumu, avšak jako neužitečný signál, zatěžující užitečnou část signálu, jej mezi rušení lze zařadit. U metody STAN nás zajímá QRS komplex a vlna T, neužitečným signálem je zde tedy vlna P. Jako neužitečný signál se při snímání fEKG dá také považovat signál mEKG. Při hodnocení signálu může dojít k situacím, kdy je užitečný úsek signálu zaměněn s tímto diagnosticky neužitečným signálem. Proto je možným řešením filtrace neužitečných částí signálu, abychom záměnám nebo chybným hodnocením předešli [26].



Obrázek 9: fEKG zarušené impulzním šumem.

4 Předzpracování fEKG signálu

Cílem předzpracování je alespoň částečné potlačení nežádoucího rušení a vytvoření výhodnějšího signálu na výstupu. Pro další zpracování je nezbytné zesílení, digitalizace a filtrace signálu, což je zrealizováno v bloku předzpracování. Pro jednotlivé typy rušení se využívají různé způsoby filtrace (více v kapitole 5). Na Obrázku 10 je znázorněno schéma předzpracování fEKG signálu [1] a [27].



Obrázek 10: Schéma předzpracování (převzato a upraveno z [27], [49]).

Při abdominálním snímání fEKG obsahuje signál dva zdroje signálu, tedy dvě samostatně pracující srdce, kde srdce matky je zdrojem nežádoucího signálu. Do bloku předzpracování jako první vstupuje signál snímáný z oblasti hrudníku matky, druhým vstupem je signál získaný abdominálním snímáním plodového srdce. Signály jsou poté zesíleny a pomocí A/D převodníku digitalizovány. Parametry použité při předzpracování signálů matky i plodu se liší vzhledem k nepatrně vyššímu frekvenčnímu rozsahu fEKG [1] a [27].

Obecně tedy do bloku předzpracování vstupuje zašuměný signál, který se pomocí filtračních metod transformuje. Pro předzpracování se často využívá lineární filtrace, kdy je důležité, aby nedošlo k výraznému znehodnocení užitečného signálu ani odfiltrování užitečných složek. Lineární filtrací jsme tedy schopni odstranit jen složky, jejichž spektrum se nepřekrývá se spektrem užitečného fEKG signálu. Výstupem by měl být signál vhodný pro vizuální či automatické rozměření signálu [1], [27] a [33].

4.1 A/D převodník

A/D převodník slouží k převodu původně spojitého elektrického signálu na diskrétní posloupnost vzorků signálu vybraných v pravidelných časových intervalech. Převod má dvě fáze. Nejprve je signál vzorkován a poté je amplituda každého vzorku kvantována do jedné z 2^B úrovní, kde B je počet bitů

A/D převodníku. U biosignálů s dobrým poměrem signál - šum, se využívají převodníky s vysokým počtem bitů [35] a [42].

Biologické signály se v současnosti zpracovávají převážně číslicově, proto je výhodné provést předzpracování signálu částečně až za A/D převodníkem [35] a [42].

4.2 Lineární filtrace

Lineární filtrace je základem klasického zpracování číslicových signálů. Je to proces, kdy se ze směsi více signálů vybere požadovaná oblast signálu, a ostatní složky jsou potlačeny. Název je odvozen od lineárního časově invariantního systému (LTIS). Lineární filtry poznáme podle platnosti principu superpozice (odezva filtru na součet signálů je rovna součtu odezev na jednotlivé signály) [1], [7], [27] a [50].

Lineární filtrací jsme schopni potlačit různá nežádoucí rušení. Abychom dosáhli úspěšné filtrace, je důležité, aby se spektra užitečného signálu (fEKG) a šumu příliš nepřekrývala. Mohlo by totiž dojít k odfiltrování užitečných složek signálu. Pokud bychom filtrovali zašuměná pásma, mohlo by se poškodit pásmo obsahující užitečný signál [1], [27] a [50].

4.2.1 Číslicové signály a systémy

Číslicové systémy mají čtyři základní vlastnosti:

- Linearita – Číslicový systém je lineární, jestliže pro lineární kombinaci vstupních signálů je výstupní signál tvořen lineární kombinací (se shodnými konstantami) odezev na dílčí vstupní signály [1].
- Stabilita – Systém je stabilní, jestliže má shora omezená vstupní posloupnost za následek shora omezenou výstupní posloupnost [1].
- Kauzalita – Systém je kauzální, pokud odezva závisí pouze na současných a minulých hodnotách. Jestliže odezva závisí také na budoucích hodnotách, je systém nekauzální [1].
- Časová invariantnost – Časově invariantní systém nemění své vlastnosti v čase [1].

Jestliže je systém lineární a časově invariantní zároveň, jedná se o LTI systém (Linear Time Invariant). Díky LTI systémům jsme schopni z kteréhokoli vstupu určit výstupní odezvu. Také lze určit vstup, pokud známe výstupní odezvu [1] a [50].

LTI filtry realizují konvoluci vstupního signálu se svou impulsní charakteristikou. Z konvoluční vlastnosti Fourierovy transformace víme, že odezvu lineárního filtru $y(n)$ lze vypočítat konvolucí vstupního signálu $x(n)$ s impulsní charakteristikou filtru $h(n)$. Ve frekvenční oblasti to odpovídá součinu spektra vstupu $X(\omega)$ s frekvenční charakteristikou filtru $H(\omega)$, [7], [50]:

$$y(n) = x(n) * h(n) \xLeftrightarrow{DTFT} Y(\omega) = X(\omega) \cdot H(\omega). \quad (4)$$

4.2.2 Číslicové filtry

Číslicové filtry jsou specializované obvody, jejichž úkolem je určitým způsobem měnit spektrum vstupního diskrétního signálu. Tyto filtry se využívají pro separaci či restauraci signálů. Realizace je možná různými způsoby, například výpočetními programy nebo speciálními obvody. Digitální filtry jsou jedny z nejpoužívanějších při počítačovém zpracování biologických signálů. Navrhují se přímo nebo převodem z analogového prototypu. Problémem při jejich návrhu je přesnost a rychlost proti požadované kvalitě. Výhodné jsou díky univerzálnosti a stabilitě. Jsou vhodné také pro nízké frekvence [1], [7] a [27].

4.2.2.1 Dělení číslicových filtrů

Číslicové filtry dělíme dle délky impulsní odezvy na filtr s konečnou impulsní odezvou (FIR) a filtr s nekonečnou impulsní odezvou (IIR). Jiný typ dělení je podle struktury filtru na nerekurzivní (NRDF) a rekurzivní (RDF) [1], [7] a [27].

Nerekurzivní filtr má pouze dopředné větve s násobícími koeficienty a zpožďovacími bloky, tedy neobsahuje zpětnou vazbu. NRDF využívá pro výpočet pouze vstupní hodnoty. Také má vyšší stabilitu, nulové zpoždění a je schopen dosáhnout potřebné fázové charakteristiky. Mezi nerekurzivní filtry se řadí FIR filtry [1], [7] a [27].

Rekurzivní provedení filtru obsahuje zpětnovazební větve z výstupu do vnitřní struktury. Využívají tedy pro výpočet výstupních hodnot vstupní i zpožděné výstupní data. Tento typ filtrů má vysokou selektivitu (strmost přechodové části charakteristiky) při malém počtu koeficientů. Do této skupiny patří IIR filtry [1], [7] a [27].

4.2.2.2 Frekvenčně selektivní filtry

Podle tvaru amplitudově frekvenčních charakteristik rozlišujeme frekvenčně selektivní (pásmové) filtry, jejichž úkolem je propustit nebo potlačit signál v daném frekvenčním pásmu. Základní typy pásmových filtrů jsou:

- Dolní propust,
- Horní propust,
- Pásmová propust,
- Pásmová zádrž.

Ideální pásmové filtry mají v požadovaném frekvenčním pásmu amplitudový přenos roven jedné. Mimo toto pásmo je amplitudový přenos roven nule. Požadovaná fázová charakteristika by měla být lineární v celém kmitočtovém rozsahu, aby bylo zachováno stejné zpoždění výstupu vůči vstupu [1] a [7].

4.2.2.3 Číslicové filtry typu FIR (Finite Impulse Response)

Jedná se o filtry s konečnou impulzní charakteristikou a jsou definovány N hodnotami. Impulsní charakteristika se vypočítá pomocí inverzní diskrétní Fourierovy transformace [7], [27] a [51].

Odezva systému je dána diferenční rovnicí:

$$y_n = \sum_{i=0}^{N-1} h_i x_{n-i} = \sum_{i=n-(N-1)}^n x_i h_{n-i}. \quad (5)$$

Přenosová funkce FIR filtrů obsahuje jen nulové body, mimo x -násobný pól v bodě $z=0$, jehož hodnota je závislá na zvolené hodnotě řádu filtru. Řád má obvykle vysoké hodnoty až několik set nebo tisíc, proto většinou dochází k výraznému zpoždění výstupního signálu oproti vstupnímu. Tvar přenosové funkce je [7], [27] a [51]:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \sum_{n=0}^{N-1} h_n z^{-n}, \quad (6)$$

kde je reprezentace v rovině dána jen nulovými body a n -násobně umístěným pólem v počátku, který vyjadřuje fázový posun. FIR filtry patří mezi nerekurzivní filtry bez zpětné vazby, z čehož plyne, že jsou absolutně stabilní. Fáze FIR filtrů je v praxi lineární. Analogová realizace není možná, jelikož nemají spojitě protějšky [7], [27] a [51].

Frekvenční charakteristiku FIR filtrů lze vyjádřit Fourierovou řadou s koeficienty h_n . Jedná se o funkci s periodou $2\pi/T$ a můžeme ji znázornit rovnicí:

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n e^{-j\omega n T}. \quad (7)$$

Návrh těchto filtrů je snadný díky souvislosti frekvenční charakteristiky se systémovými koeficienty realizace. Konečný počet složek však způsobuje omezené možnosti strmosti přechodů mezi propustným a nepropustným pásmem. Obvykle se navrhuje tzv. metodou okénkování [7], [27] a [51].

4.2.2.4 Číslicové filtry typu IIR (Infinite Impulse Response)

Filtry IIR jsou filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou, pro něž je typická rekurzivní realizace (zavedení zpětné vazby). Jejich fázová charakteristika nemá lineární průběh. S IIR filtry jsme schopni dosáhnout velmi strmých přechodů mezi propustným a nepropustným pásmem. IIR filtry vznikly jako číslicové protějšky analogovým filtrům (např. Butterworth filtr, Eliptický filtr) [7] a [27].

IIR filtry lze popsat obecnými nerekurzivními diferenčními rovnicemi:

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i x_{n-i} - \sum_{i=1}^m K_i y_{n-i}, \quad (8)$$

kde koeficienty K_i a L_i jsou systémové konstanty a vyskytují se ve zpětných vazbách, r udává počet zpoždění v nerekurzivní části a m je tzv. řád filtru, který udává počet zpoždění v rekurzivní části systému. Část pravé strany rovnice za odčítacím znaménkem ovlivňuje rychlost odezvy, charakter jejího zanikání a stabilitu soustavy [7] a [27].

Přenosová funkce IIR filtrů je:

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^r L_i z^{m-i}}{\sum_{i=0}^m K_i z^{m-i}} = A \cdot \frac{\prod_{i=1}^r (z - n_i)}{\prod_{i=1}^m (z - p_i)}, \quad (9)$$

kde n_i jsou nulové body, p_i póly a A je zesílení systému. Frekvenční charakteristika je dána rozložením nul a pólů na jednotkové kružnici [7] a [27].

Tyto filtry mohou být stabilní, nestabilní či na mezi stability. Možná nestabilita a nelinearita fázové charakteristiky jsou nevýhodou při jejich realizaci. Naopak výhodou je, že nejsou kladeny takové nároky na výpočetní techniku jako u realizace FIR filtrů [7] a [27].

4.3 Vlnková transformace

Vlnková transformace vznikla jako alternativa ke klasickým transformacím jako je FT nebo sinová a kosinová transformace. Pomocí WT je daný signál vyjádřen lineární kombinací vlnek, tvořících ortogonální bázi zvolenou tak, aby umožnila časovou lokalizaci událostí i v získaném spektru. Výhodou je tedy možnost časově frekvenční analýzy signálu, oproti FT, která má informaci pouze o tom, které frekvence se v signálu nacházejí [7], [18], [44], [45], [52] a [53].

Základní rozdíl WT oproti většině transformací je skutečnost, že každá bázevská funkce (vlnka) má nenulové hodnoty pouze na konečném časovém intervalu nebo jsou její hodnoty mimo tento interval zanedbatelné. Z toho vyplývá, že kterákoli hodnota spektra, založená na využití této vlnky, je ovlivněná pouze odpovídajícím úsekem analyzovaného signálu. Vlnky pokrývají celý časový rozsah po částech, čímž je zachována úplná informace signálu [7], [18], [44], [45], [52] a [53].

Vlnkové transformace jsou nejefektivnější při filtraci širokopásmových rušení. Nejpoužívanějším typem WT pro filtraci fEKG je vlnková transformace s diskretním časem (DTWT). Použitím DTWT lze dosáhnout mnohem menšího zkreslení extrémů kmitů v komplexu QRS oproti lineární filtraci, při které jsou kmity QRS výrazně ořezány [52].

4.3.1 Spojitá vlnková transformace

Spojitá vlnková transformace (continuous wavelet transform – CWT) je definována jako:

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, a > 0, b \in R. \quad (10)$$

Jde o časově frekvenční rozklad, kde $y(a, b)$ jsou hodnoty spektra, $x(t)$ je analyzovaný signál a $\psi(\cdot)$ je bázevská funkce, jíž je konkrétní vlnka. Konstanta $\left(\frac{1}{\sqrt{a}}\right)$ normalizuje energii jednotlivých vlnek. Parametr a je měřítko (scale) ovládající časovou dilataci funkce (pro $a > 1$ je vlnka natažená a -krát). Zachování energie vlnky je zajištěno činitelem \sqrt{a} . Parametr b ovlivňuje časový posun funkce podél časové osy o b sekund a umožňuje vlnkami pokrýt celý časový rozsah signálu. Základní funkční předpis vlnky $\psi(\cdot)$ je stejný pro všechny vektory (a, b) , skutečný tvar konkrétní vlnky však závisí na obou parametrech výsledné funkce $y(a, b)$ [7], [38], [44], [45] a [46].

4.3.2 Diskrétní vlnková transformace

Spojitou vlnkovou transformaci není možné používat ve výpočetní technice. U CWT je tedy třeba vzorkovat parametry vlnky tak, abychom získali číslíkově vyjádřitelnou diskrétní spektrální reprezentaci. V tomto případě je nejvhodnější dyadické vzorkování, kdy jsou parametry dány jako:

$$a = 2^m, b = 2^m kT, \quad (11)$$

kde platí, že $m > 0$, $T > 0$ a m a k jsou celá čísla. Parametr T určuje hustotu vzorkování koeficientů pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m . Měřítko a je vzorkováno v dyadické (oktávové) posloupnosti a časová osa b je dělena rovnoměrně. Se vzrůstajícím měřítkem a se zmenšuje hustota vzorkování spektrálních hodnot v čase [7], [38], [44] a [45].

Diskrétní vlnková transformace je definována jako:

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * (2^{-m}t - kT) dt, \quad (12)$$

kde m je kmitočtové měřítko a k časové měřítko. Konstanta T zde opět udává hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočty [38], [44], [45] a [46].

4.3.3 Vlnková transformace s diskrétním časem

Vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT) je nejpoužívanější variantou filtrace fEKG signálu. Také ji lze použít k detekci charakteristických vln a kmitů. Signály EKG jsou typické změnou frekvenčního obsahu v čase. DTWT tuto změnu dokáže zachytit a pomocí výběru vlnek a jejich parametrů umožňuje nastavit dobu trvání, umístění v čase i frekvenční pásmo [38], [44], [46] a [53].

DTWT diskrétního signálu $x(n)$ je definována jako:

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i). \quad (13)$$

DTWT lze tedy realizovat rozkladem signálu bankou diskrétních oktávových filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$. Pokud použijeme filtry s reálnými impulsními charakteristikami, vzorkovací frekvence signálu $y_m(n)$ bude na výstupu m -tého filtru 2^m -krát nižší, než vzorkovací frekvence vstupního signálu $x(n)$ [38], [44], [45], [46] a [53].

Hlavním významem DTWT při filtraci je potlačení šumové složky zasahující do spektra užitečného signálu. Při WT se signál rozloží do jednotlivých frekvenčních pásem, ve kterých jsou vytvořené koeficienty DTWT upravovány podle dané definice (nejčastěji prahování) a poté se využívá zpětná transformace. Prahování je nelineární operace, vlnkový filtr je tudíž také nelineární. Prahové hodnoty je potřeba vhodně nastavit podle úrovně šumu. Platí totiž, že čím nižší úroveň šumu je, tím menší jsou prahové hodnoty a znehodnocení signálu fEKG [38] a [52].

Při výběru typu DTWT je nutností splnit podmínku reverzibility. Transformace může být buď ortogonální nebo biortogonální. Pro vlnkovou filtraci lze použít redundantní DTWT nebo DTWT s decimací. Redundantní DTWT má však kvalitnější výsledky a je pro filtraci fEKG výhodnější [52].

4.3.3.1 Prahování

Při prahování dochází k oddělení šumové složky od signálu, jedná se tedy o filtraci signálu. Cílem je vynulování koeficientů odpovídajícím šumu tak, aby byly koeficienty užitečného signálu co nejméně poškozeny. Z tohoto důvodu je nutné vhodně nastavit hodnotu prahu, podle níž se koeficienty šumu a užitečného signálu rozlišují. Pro nastavení hodnoty je třeba vypočítat směrodatnou odchylku šumu. Nejvýhodnější je použít výpočet pomocí mediánu, který není ovlivněn vysokými hodnotami koeficientů v místech QRS komplexů:

$$\sigma_m = \frac{\text{median}|y_m|}{0,6745}. \quad (14)$$

Dle směrodatné odchylky se poté vypočítá hodnota prahu. Stanovit lze buď univerzální, nebo empirický práh. Univerzální práh využívá pro výpočet délku signálu N . U empirického práhu je využita také konstanta K , udávající empiricky získanou hodnotu:

$$\lambda_m = \sigma_m \cdot \sqrt{2 \cdot \ln(N)}, \quad (15)$$

$$\lambda_m = K \cdot \sigma_m. \quad (16)$$

Univerzální práh bývá vyšší než empirický, a proto většinou přináší horší výsledky filtrace. Při stanovení nejvhodnější empirické konstanty se zohledňují výsledky filtrace většího množství signálů při různých parametrech filtru, apod. Proto je stanovení poměrně složité [44].

Možností je také vytvoření adaptivního prahu, kdy se směrodatná odchylka šumu počítá v plovoucím okně s určenou délkou. Prah je tedy proměnlivý a reaguje na změny výkonu šumu v průběhu signálu [44].

Filtrace pomocí prahování tedy probíhá tak, že koeficienty, jejichž absolutní hodnota je menší nebo rovna hodnotě prahu, odpovídají šumovým koeficientům a jsou změněny na nulové hodnoty. Naopak koeficienty s absolutní hodnotou vyšší, odpovídají většinou signálu užitečnému [44].

Další základní dělení prahování je tvrdé a měkké. Při tvrdém prahování jsou podprahové hodnoty nastaveny na nulovou hodnotu a neprahové hodnoty se nemění. Nevýhodou je riziko propuštění mírně nadprahových koeficientů šumu. Měkké prahování má výhodu v tom, že pokud jsou některé neprahové koeficienty šumu propuštěny, ve výsledném signálu jsou výrazně utlumeny. Nevýhoda je, že zde dochází k utlumení také užitečného signálu, což lze pozorovat na zmenšené amplitudě a deformaci komplexu QRS [44].

4.3.3.2 Zpětná vlnková transformace

Zpětná vlnková transformace (IDTWT) se využívá k rekonstrukci signálu z koeficientů po prahování. Nejprve se mezi každý vzorek posloupnosti vloží nulový vzorek a poté jsou takto upravené posloupnosti filtrovány rekonstrukčním filtrem. Jako rekonstrukční filtr je využita HP nebo DP podle použitého rozkladového filtru. Po těchto úpravách se filtrované posloupnosti postupně sčítají se svou protější posloupností koeficientů. Posloupnosti jsou sčítány v opačném pořadí, než byly rozkládány - tedy od koeficientů s nejnižšími frekvenčními pásmy [44].

5 Filtrace jednotlivých typů rušení

Cílem potlačení nežádoucích rušení je usnadnit analýzu signálu pro stanovení diagnózy. Proto jsou novější přístroje vybaveny různými filtry pro odstranění rušení a některé dokonce dokážou analyzovat začátek a konec komplexu QRS nebo změny ST segmentu. Také je možná analýza variability srdečního rytmu [27].

Před samotnou filtrací byly vygenerovány signály s nejčastějšími možnými rušeními. Pro veškerou práci autorka použila výchozí signál fEKG s vzorkovací frekvencí 4 kHz a délkou signálu 10 s. Původní signál je tvořen signály ze 4 břišních elektrod. Pro přehlednost při práci byl použit jako výchozí pouze signál z elektrody BE1.

Ke zjištění nejvhodnějšího řádu filtru a dalších filtračních parametrů byly provedeny experimenty. Z těchto experimentů bylo zjištěno, že nejvýhodnější řád filtru souvisí přímo úměrně s hodnotou vzorkovací frekvence. V následujících kapitolách byl použit filtr FIR s řádem 4000, což je způsobeno velmi vysokou vzorkovací frekvencí. Následující tabulka znázorňuje výsledky filtrace kolísání izoliny, podle které byl určen takto vysoký řád.

Tabulka 2: Experiment pro určení nejlepšího řádu filtru FIR1 - HP (drift).

Mezní frekvence (Hz)	Řád filtru	SNR (dB)
1,7	500	3,33
1,7	1000	5,498
1,7	1500	9,051
1,7	2000	14,279
1,7	2500	20,289
1,7	3000	24,51
1,7	3500	26,069
1,7	4000	26,338

Filtrace s takto vysokým řádem byly provedeny pouze u filtrací syntetických dat pro účely bakalářské práce. V softwaru pro předzpracování si uživatel vybere signál a určí vlastní parametry filtrace.

5.1 Hodnocení kvality filtrace

Pro analýzu fEKG signálu je třeba, aby byl signál vyfiltrován správně. Z tohoto důvodu se filtrace a její úspěšnost hodnotí. Správné hodnocení záleží na několika okolnostech. Například na řádu filtru, mezní frekvenci, délce signálu, zpoždění signálu a podobně. Hodnocení můžeme provádět pomocí těchto možností [27]:

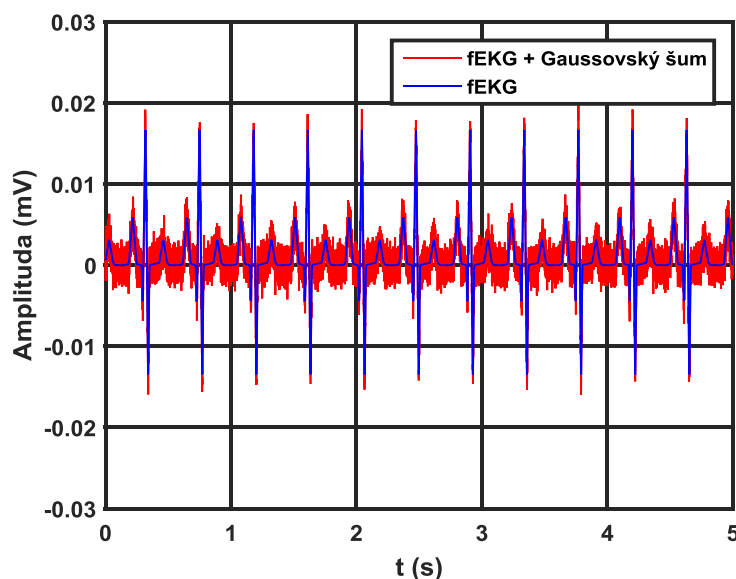
- Vizuální hodnocení – nejjednodušší hodnocení filtrace je vykreslení původního a vyfiltrovaného signálu do jednoho grafu se stejným zpožděním. Takto lze pozorovat tvarové odchylky a zkreslení signálu [27].

- Zobrazení spektra – další možností je vykreslit spektrum signálu pomocí FFT (vzorec 2). Spektra původního a vyfiltrovaného signálu si opět zobrazíme v jednom grafu a pozorujeme změny. Můžeme vidět, zda bylo nežádoucí rušení na určité frekvenci odstraněno nebo hodnotit velikost frekvenčních složek signálů [27].
- Výpočet SNR – tato metoda spočívá ve výpočtu odstupů signálu od šumu (vzorec 1). Pro správnost je nutné počítat u všech filtrací se stejnou délkou signálu a šumu [27].

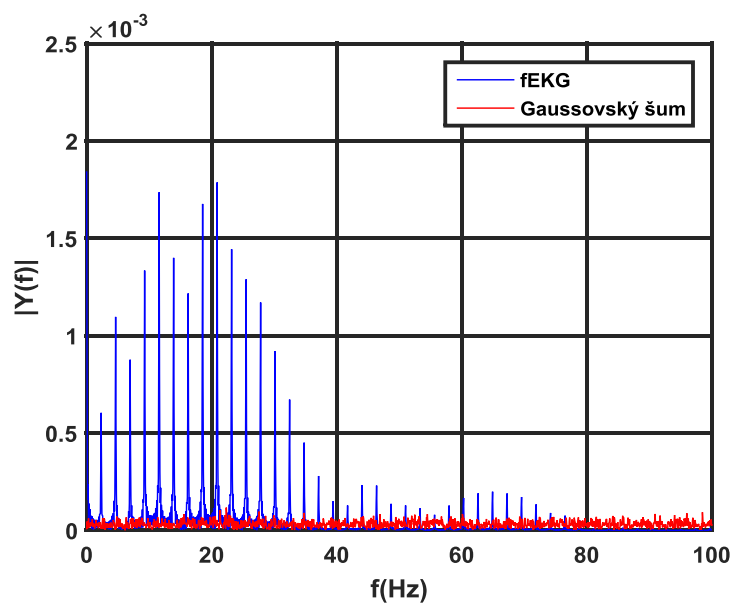
5.2 Gaussovský šum

Bílý šum v signálu fEKG nenalezneme, ale využívá se jako prostředek pro demonstraci různých filtračních metod. Gaussovský šum zašumí signál náhodně v celém frekvenčním rozsahu a jeho síla je dána poměrem SNR v decibelech. Pokud je hodnota SNR rovna 0 dB, vygeneruje se tedy největší šum.

Pro generování bílého šumu byla využita funkce *awgn* o délce vstupního signálu. SNR bylo zvoleno 10 dB. Hodnota *'measured'* určuje hodnotu signálu. Gaussovský šum byl také využit při generování myopotenciálů a děložních kontrakcí.



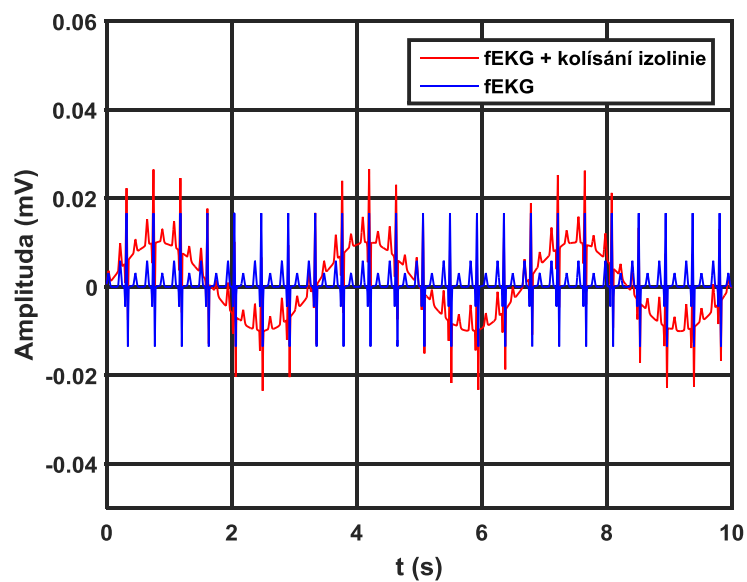
Obrázek 11: fEKG zarušený Gaussovským šumem.



Obrázek 12: Srovnání spekter fEKG signálu a šumu.

5.3 Kolísání nulové izolinie

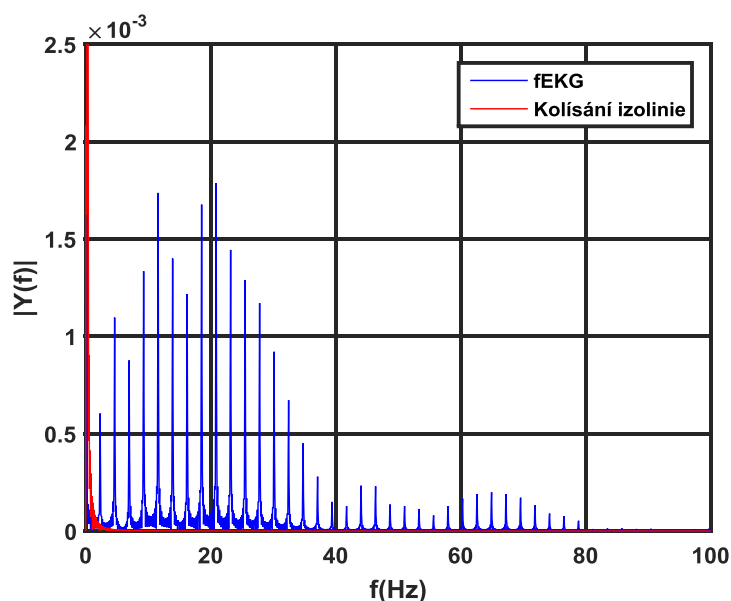
Pro generování driftu byl použit sinusový signál o amplitudě 0,01 mV a frekvenci 0,3 Hz. Tento signál byl dále přičten k původnímu fEKG signálu a tím jej zarušil. Ve spektru je červeně znázorněno kolísání.



Obrázek 13: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.

5.3.1 Filtrace kolísání nulové izolinie

Digitální úzkopásmové filtry jsou obecně pro zpracování biosignálů nejpoužívanější. Kolísání izolinie lze nejjednodušeji filtrovat pomocí lineární filtrace typu horní propust. Tyto filtry by měly mít lineární fázovou charakteristiku, což splňují FIR filtry. Problém nastane v případě použití filtrů FIR s velmi dlouhou impulsní charakteristikou. Dalším problémem je, že může dojít k překrytí spekter signálu a šumu, a při filtraci dojde ke zkreslení signálu.

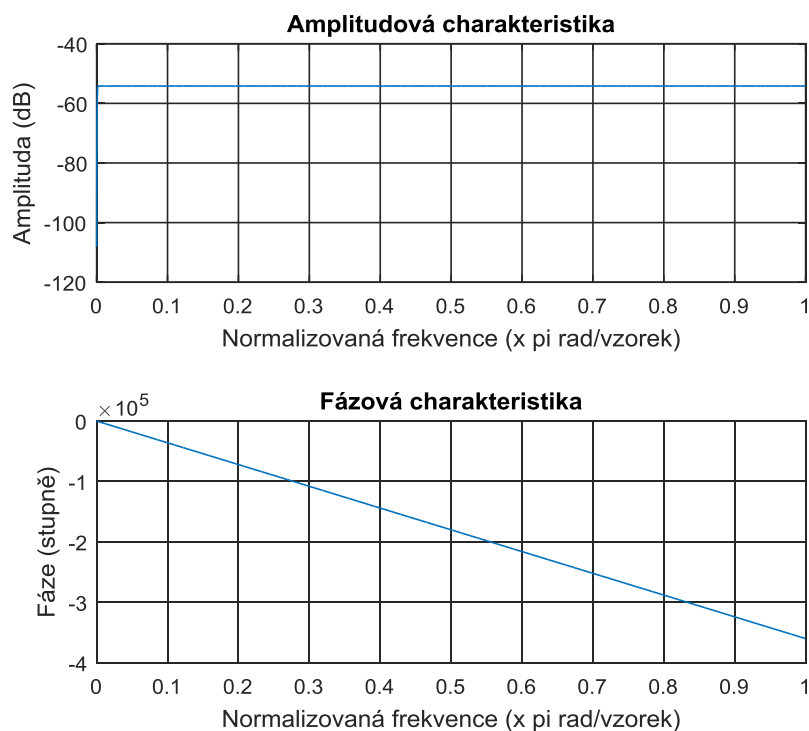


Obrázek 14: Srovnání spekter fEKG signálu a kolísání izolinie.

Na obrázku 14 lze vidět spektrum fEKG a šumu. Na frekvenci 0,3 Hz je červeně znázorněno kolísání izolinie.

5.3.1.1 Filtrace pomocí FIR1

Při filtraci FIR filtry je třeba dodržet úzkopásmovost filtru. Proto je nutné zvolit vyšší řád filtru, což vede k velice dlouhým impulsním charakteristikám a zpoždění signálu. Pokud bychom chtěli snížit pracnost výpočtu odezvy filtru, mohli bychom signál nejprve filtrovat filtrem typu DP se stejným mezním kmitočtem a takto filtrovaný signál jednoduše odečíst od zpožděného vstupního signálu.

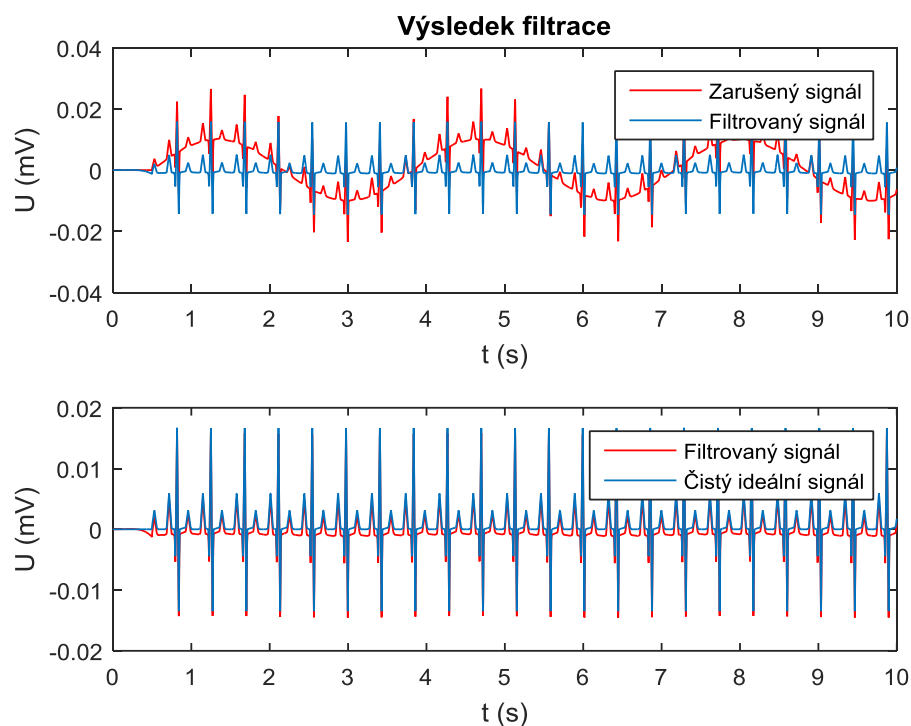


Obrázek 15: Amplitudová a fázová charakteristika (FIR1 - HP).

Pro filtraci kolísání byla využita funkce FIR1 typu HP. Tato funkce navrhuje filtry metodou váhování impulsní charakteristiky. Řád filtru byl zvolen 4000, z důvodu vzorkovací frekvence signálu 4 kHz. Pro nalezení co nejlepšího SNR byla různě měněna mezní frekvence (viz tabulka 3). Amplitudovou a fázovou charakteristiku lze vidět na obrázku 15.

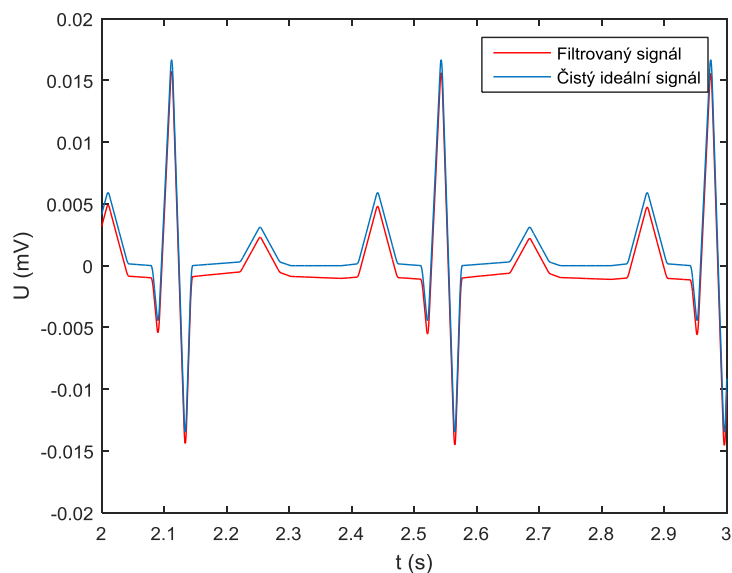
Tabulka 3: Srovnání výsledků filtrace kolísání izolinie (FIR1).

Mezní frekvence (Hz)	Řád filtru	SNR (dB)
1,4	4000	25,524
1,5	4000	26,129
1,6	4000	26,366
1,7	4000	26,406
1,8	4000	26,361
1,9	4000	26,287



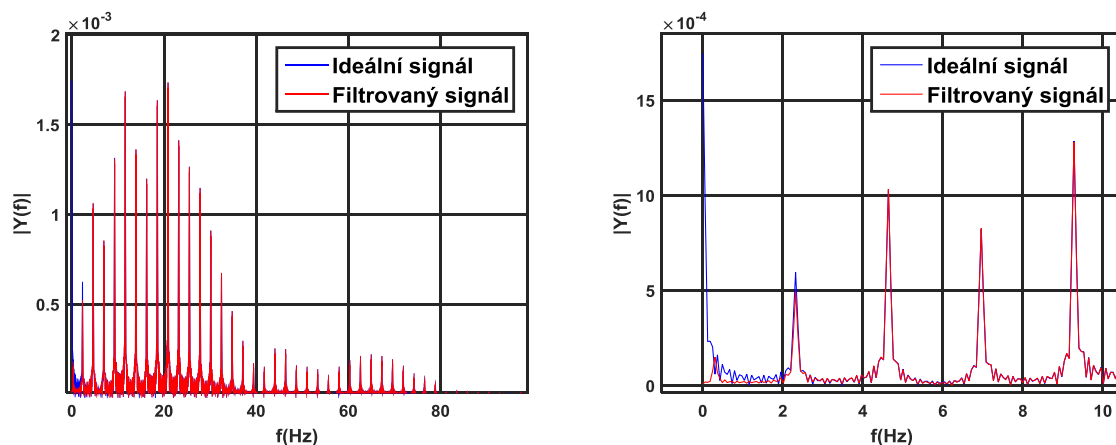
Obrázek 16: Výsledky filtrace (FIR1 - HP).

Z tabulky 2 je zřejmé, že nejlépe dopadla filtrace s mezní frekvencí 1,7 Hz. Průběh této filtrace je zaznamenán v grafu na obrázku 16. Při filtraci se podařilo potlačit drift, došlo však k velkému poklesu izoliny. Detail lze vidět na obrázku 17.



Obrázek 17: Detail filtrace (FIR1 - HP).

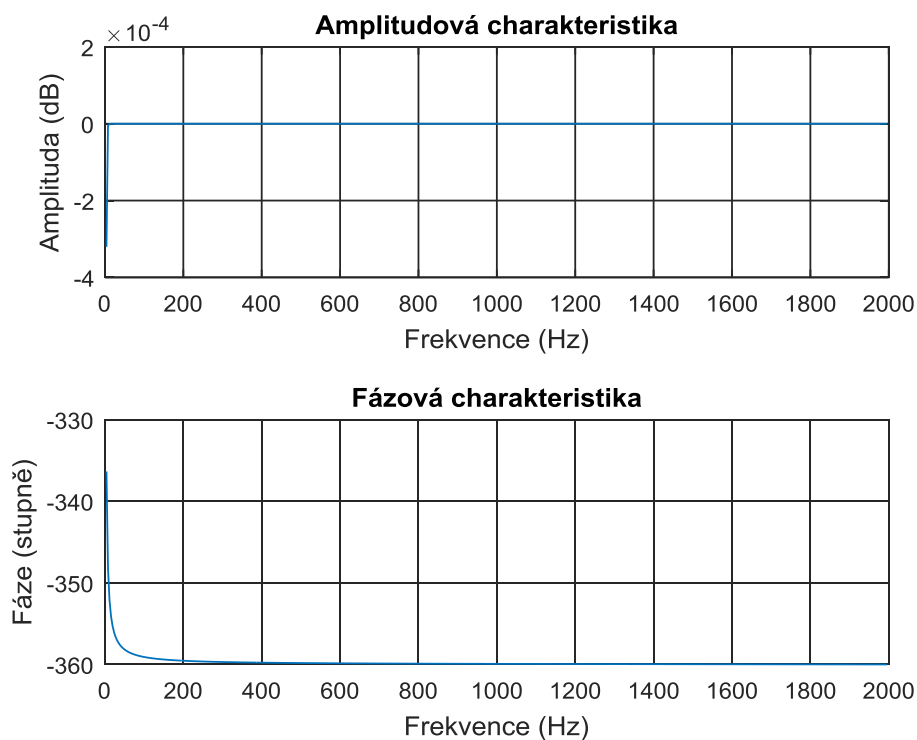
Obrázek 18 ukazuje spektra ideálního a filtrovaného signálu. Je zde patrný rozdíl v amplitudách prvních dvou spektrálních složek, což je důvodem zkreslení filtrovaného signálu.



Obrázek 18: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - HP).

5.3.1.2 Filtrace pomocí Butterworth filtru

Filtry typu IIR jsou pro filtraci fEKG nevhodné z důvodu nelinearity fázové charakteristiky. Ta způsobuje zkreslení signálu především v oblasti ST segmentů. Proto se pro filtraci driftu tyto filtry obvykle nevyužívají.



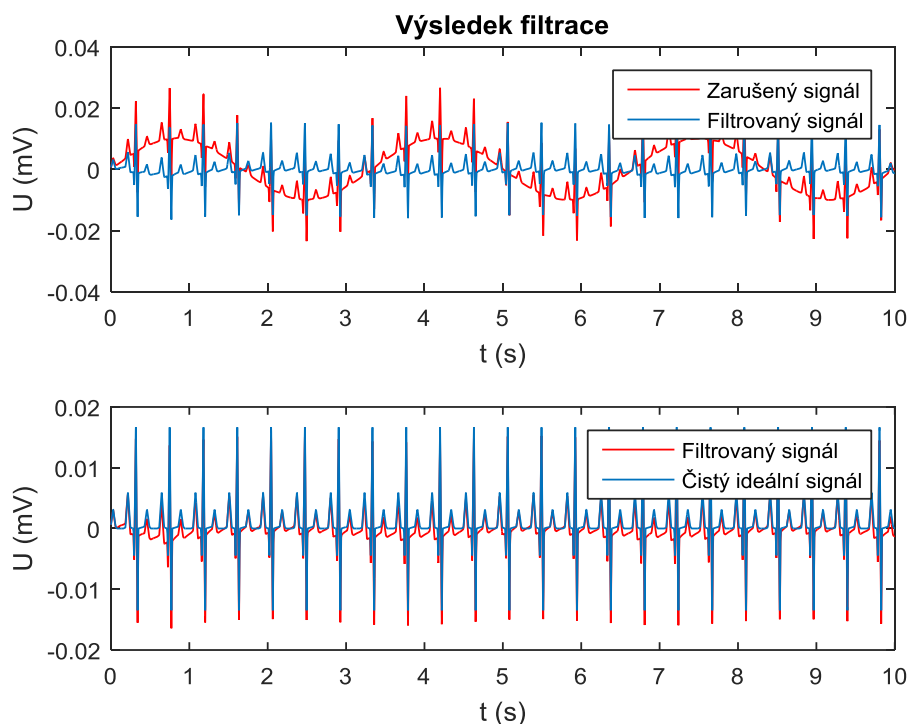
Obrázek 19: Amplitudová a fázová charakteristika (Butterworth - HP).

Nejllepší výsledek měl filtr s mezní frekvencí 0,8 Hz a řádem filtru 3. Tato filtrace je znázorněna na obrázku 20. V horním grafu je srovnání zarušeného a filtrovaného signálu. V dolním grafu je srovnání filtrovaného a ideálního signálu.

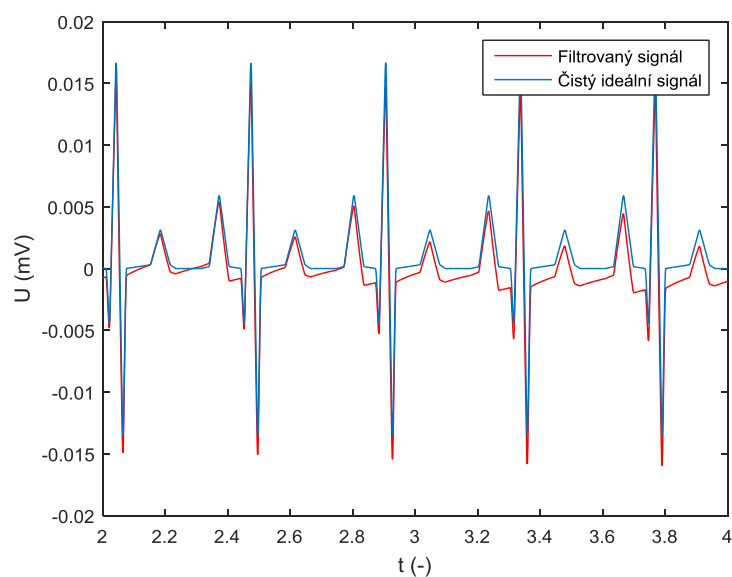
Tabulka 4: Srovnání výsledků filtrace kolísání izolacie (Butterworth - HP).

Mezní frekvence (Hz)	Řád filtru	SNR (dB)
1,1	2	21,917
1,2	2	22,012
1,3	2	21,898
0,7	3	21,757
0,8	3	22,354
0,9	3	22,257
0,6	4	21,157
0,7	4	21,706
0,8	4	21,357

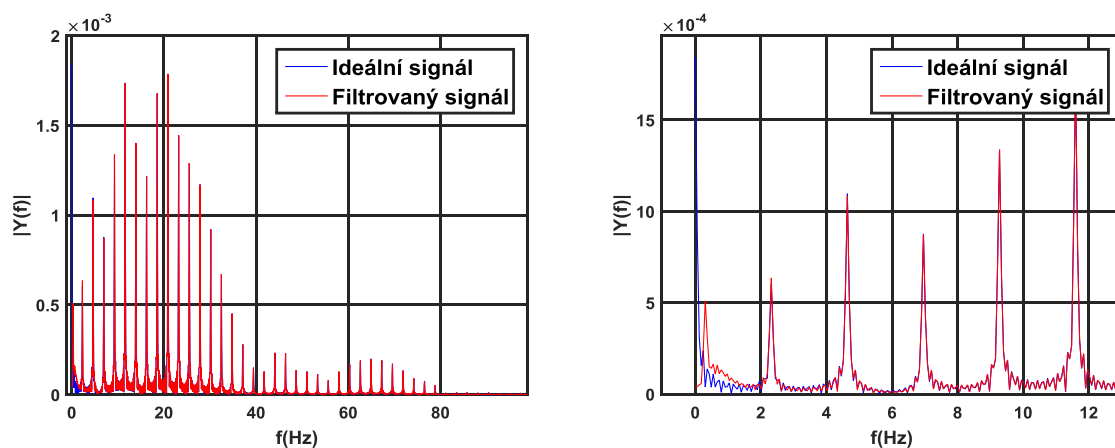
Na obrázku 21 také vidíme, že kolísání nebylo zcela odfiltrováno. Signál byl fázově zkreslen, především v oblasti úseků PQ. Obrázek 22 znázorňuje spektra ideálního a filtrovaného signálu. Spektrum filtrovaného signálu je zhruba do 2 Hz značně zkresleno, což způsobilo deformaci signálu. Ověřili jsme si, že tato filtrace není pro následnou diagnostiku signálu příliš vhodná.



Obrázek 20: Výsledek filtrace (Butterworth filtr - HP).



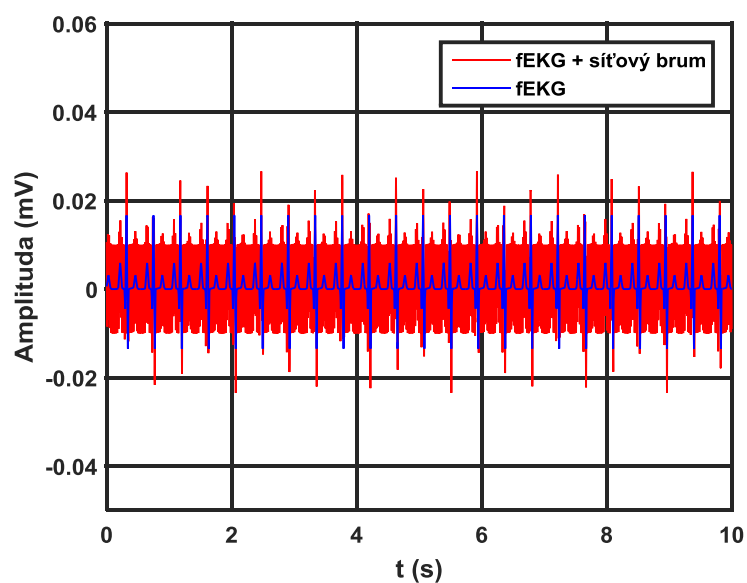
Obrázek 21: Detal filtrace (Butteworth - HP).



Obrázek 22: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (Butterworth - HP).

5.4 Síťový brum

Pro vytvoření síťového rušení byla zvolena amplituda 0,01 mV a frekvence rozptýlená v rozmezí 49,5-50,2 Hz. V tomto rozmezí jsou náhodně vybrány dvě hodnoty a funkcí *chirp* je mezi nimi vytvořen sinusový průběh. Nakonec se šum vynásobí se zesílením a přičte se k původnímu signálu.

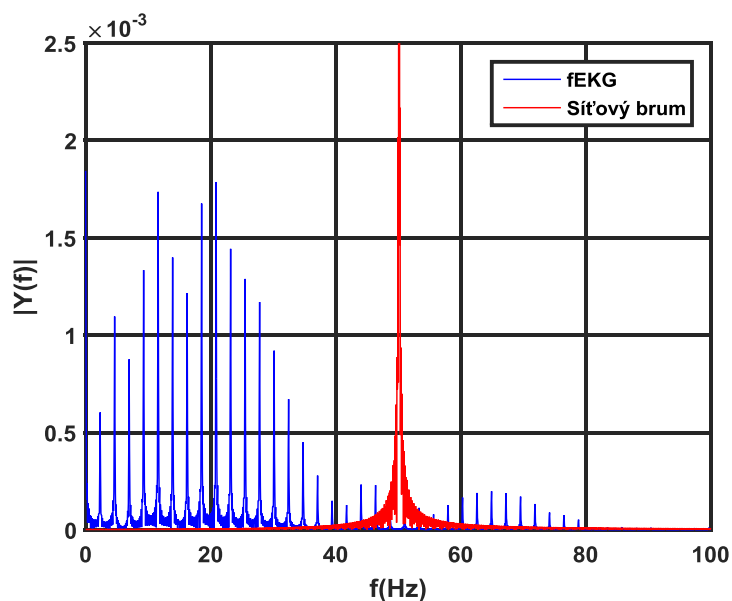


Obrázek 23: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.

5.4.1 Filtrace síťového brumu

Síťový brum se vyskytuje v úzkém úseku kolem 50 Hz. Pro filtraci jsou tedy nejvhodnější úzkopásmové zadržky nebo propusti. Pásmové zadržky jsou definované šířkou potlačovaného pásma B (bandwidth). Tento parametr je určen rozdílem horní a dolní mezní frekvence. Dalším důležitým parametrem je Quality Factor (Q), který hodnotí kvalitu pásmové zadržky. Jedná se o podíl střední frekvence potlačovaného pásma (tedy 50 Hz) a šířky pásma (B).

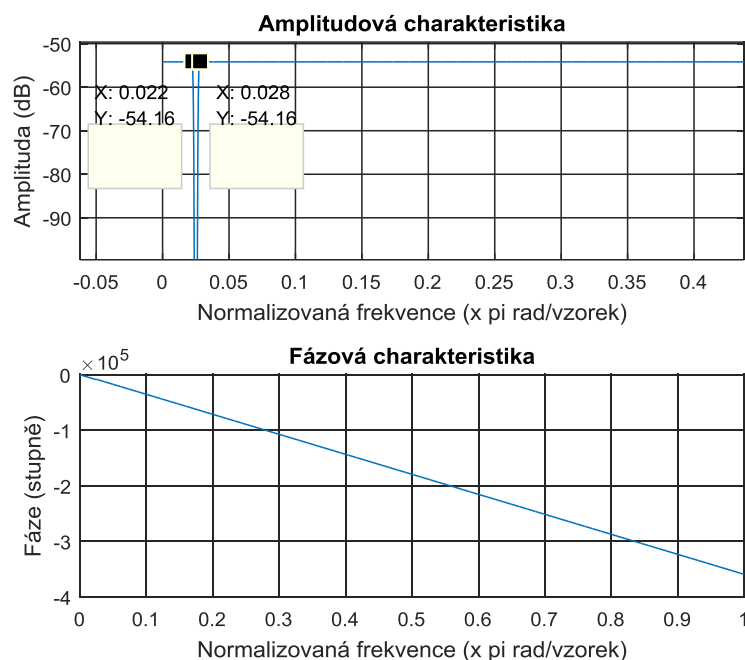
Obrázek 24 znázorňuje spektra ideálního fEKG a brumu.



Obrázek 24: Srovnání spekter fEKG signálu a brumu.

5.4.1.1 Filtrace pomocí FIR1

Pro filtraci brumu byla použita funkce FIR1 typu PZ na 50 Hz. Řád filtru byl zvolen 4000. Čím vyšší řád filtru je, tím větší strmost přechodu amplitudové charakteristiky můžeme očekávat. Mezní frekvence byly opět různě měněny a výsledky vepsány do tabulky 5.



Obrázek 25: Amplitudová a frekvenční charakteristika (FIR1 - PZ).

Tabulka 5: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (FIR1 – PZ).

Mezní frekvence (Hz)	Řád filtru	SNR (dB)
45 – 55	4000	48,325
46 – 54	4000	48,878
47 – 53	4000	48,411
48 – 52	4000	45,657
49 – 51	4000	22,663

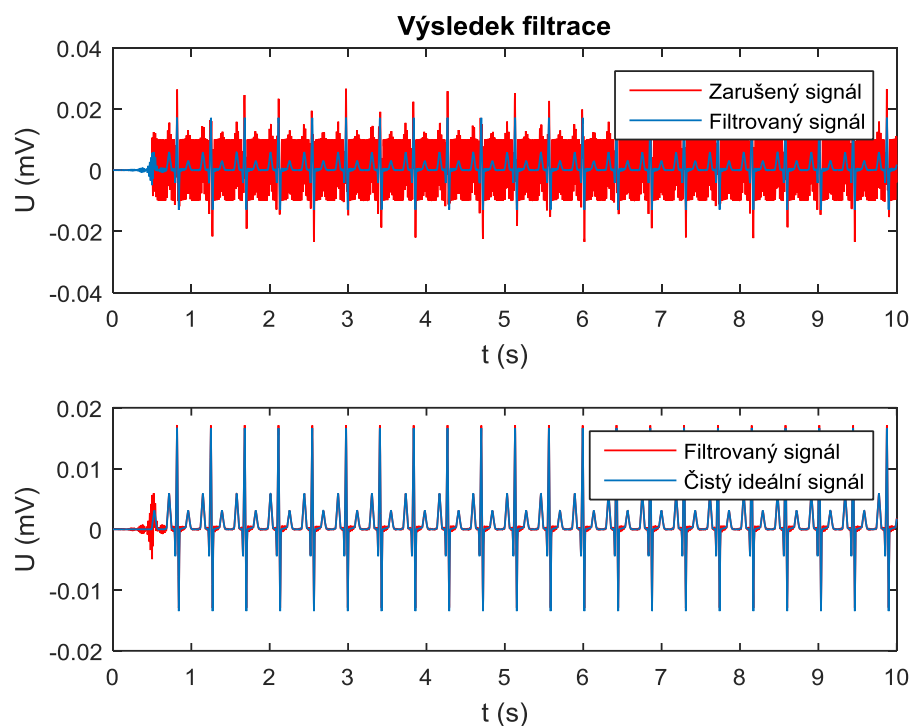
Pro filtraci s nejlepším SNR byl vypočítán parametr Q. Ke správnému výpočtu bylo třeba znát přesnou dolní a horní mezní frekvenci. Proto byly zjištěny normalizované frekvence z amplitudové charakteristiky (Obrázek 25). Poté se tyto frekvence násobily Nyquistovým kmitočtem (Nyquistův kmitočet = 1 normalizovaná frekvence). Z těchto frekvencí byl nakonec zjištěn parametr B, potřebný k výpočtu.

Dolní mezní frekvence = $0,022 \cdot 2000 = 44$ Hz

Horní mezní frekvence = $0,028 \cdot 2000 = 56$ Hz

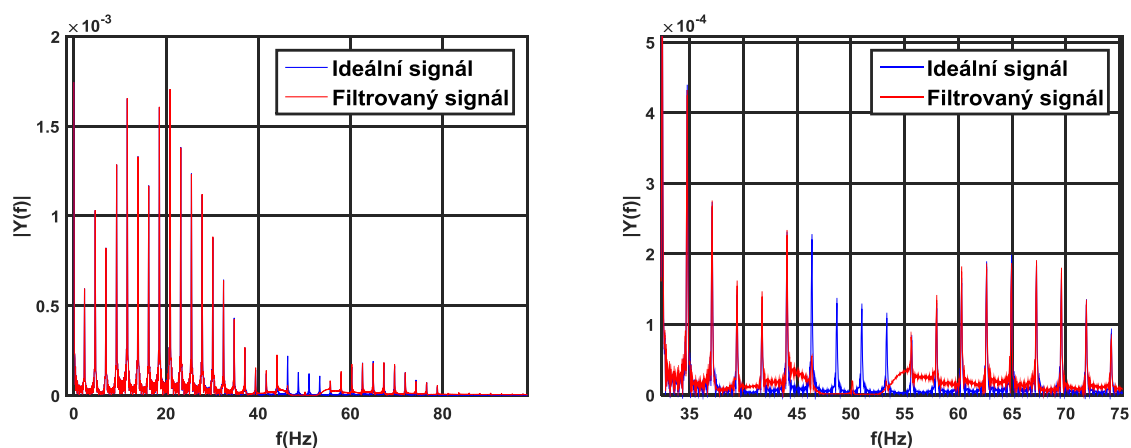
Šířka potlačeného pásma (B) = $56 - 44 = 12$ Hz

$$Q = \frac{\text{frekvence potlačovaného pásma}}{B} = \frac{50}{12} = 4,17[-]. \quad (17)$$

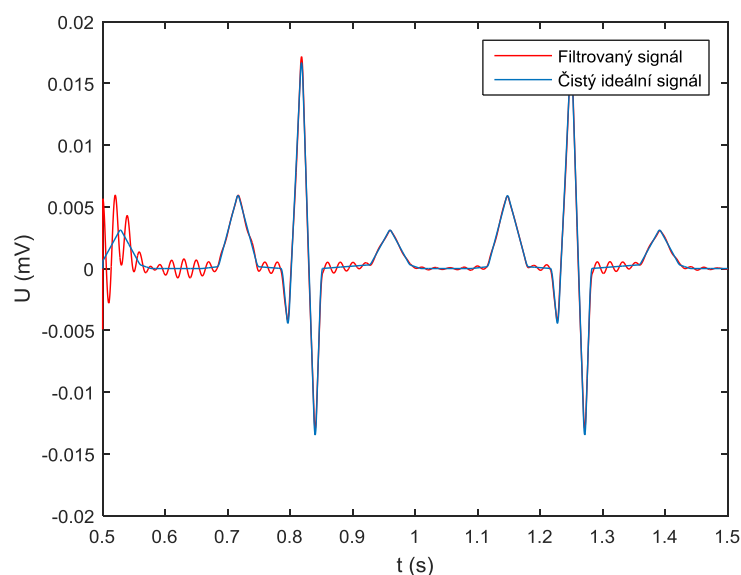


Obrázek 26: Výsledek filtrace (FIR1 - PZ).

Obrázek 26 znázorňuje výsledky filtrace, kdy došlo k velkému zpoždění z důvodu vysokého řádu filtru. Také lze vidět na začátku signálu značné zarušení, což je způsobeno přechodovým jevem filtru. Při filtraci došlo také ke zkreslení ST úseku. Na obrázku 27 jsou znázorněna spektra, na kterých lze pozorovat snížení amplitud v okolí oblasti 50 Hz.



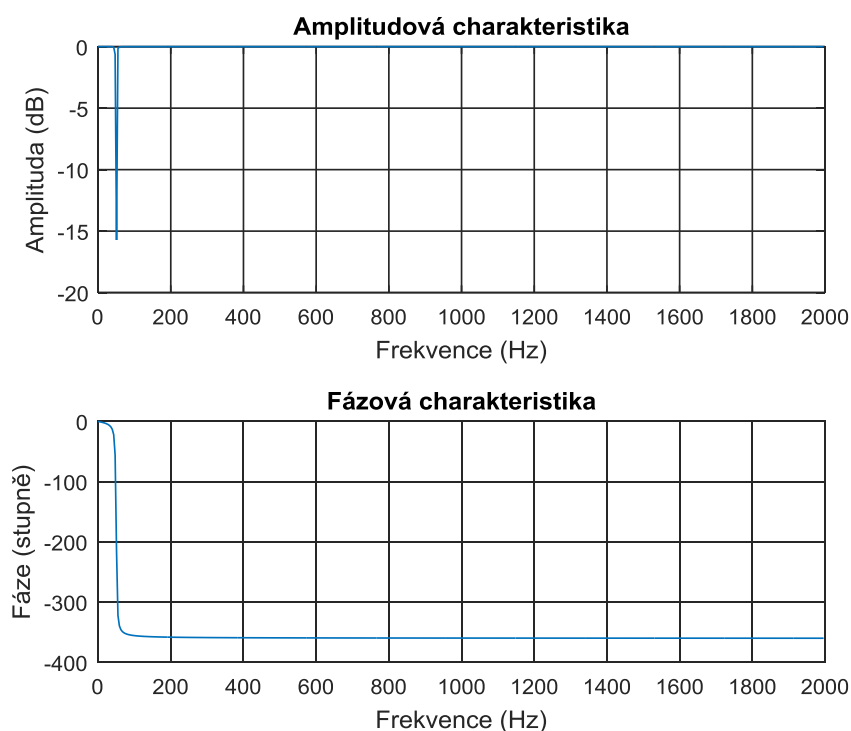
Obrázek 27: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - PZ).



Obrázek 28: Detail filtrace (FIR1 - PZ).

5.4.1.2 Filtrace pomocí Butterworth filtru

Filtry IIR jsou oproti FIR filtrům schopny dosáhnout velmi strmých přechodů mezi propustným a nepropustným pásmem i s malým řádem filtru, což je velkou výhodou.



Obrázek 29: Amplitudová a fázová charakteristika (Butterworth - PZ).

V tabulce 6 jsou zaznamenány výsledky filtrací, při změnách mezních frekvencí a řádu filtru. Nejlepších výsledků dosahovala filtrace s řádem filtru 2 a mezními frekvencemi 48 a 52.

Tabulka 6: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (Butterworth - PZ).

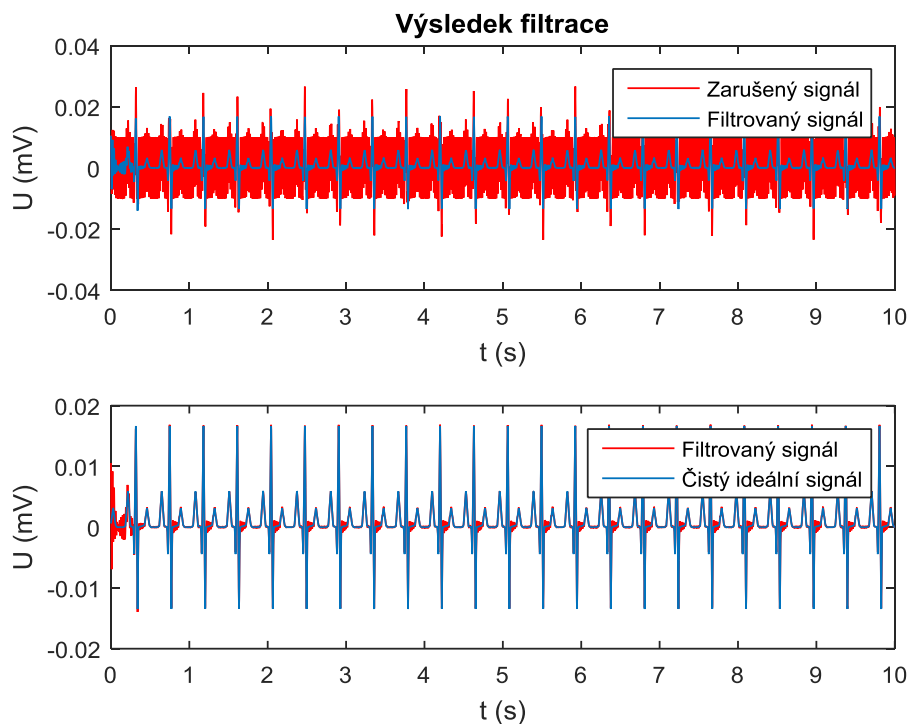
Mezní frekvence (Hz)	Řád filtru	SNR (dB)
46 – 54	1	37,489
47 – 53	1	38,945
48 – 52	1	37,773
47 – 53	2	38,074
48 – 52	2	39,539
49 – 51	2	36,222
47 – 53	3	33,865
48 – 52	3	37,525
49 – 51	3	35,571

Obrázek 30 ukazuje výsledky filtrace. Na začátku signálu vzniklo opět rušení způsobené přechodovým jevem filtru. Značné rušení zůstalo v oblasti ST úseku, což je způsobeno použitím IIR filtrů a filtrací signálu na 50 Hz, kde se vyskytuje také spektrální část užitečného signálu.

Stejně jako u FIR1 filtru byl u tohoto filtru vypočítán Quality factor pomocí obrázku 29:

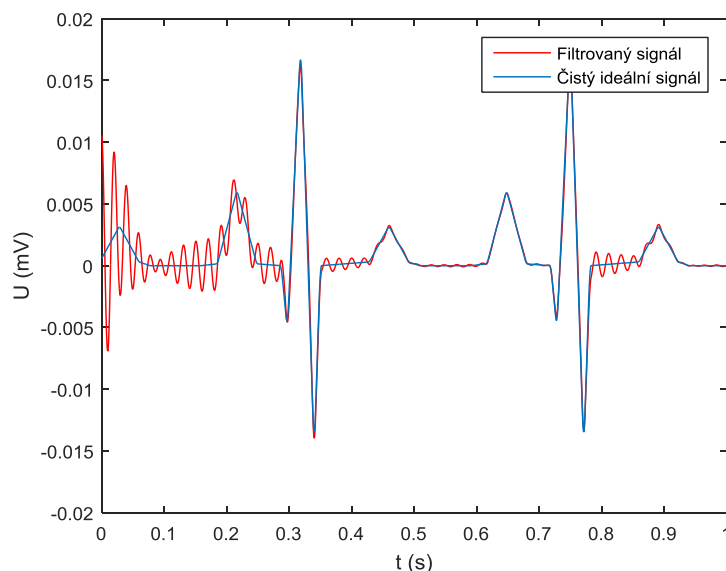
$$Q = \frac{50}{15,62} = 3,2 [-]. \quad (18)$$

Quality factor Butterworthova filtru je 1,3x menší, než u FIR1 filtru.

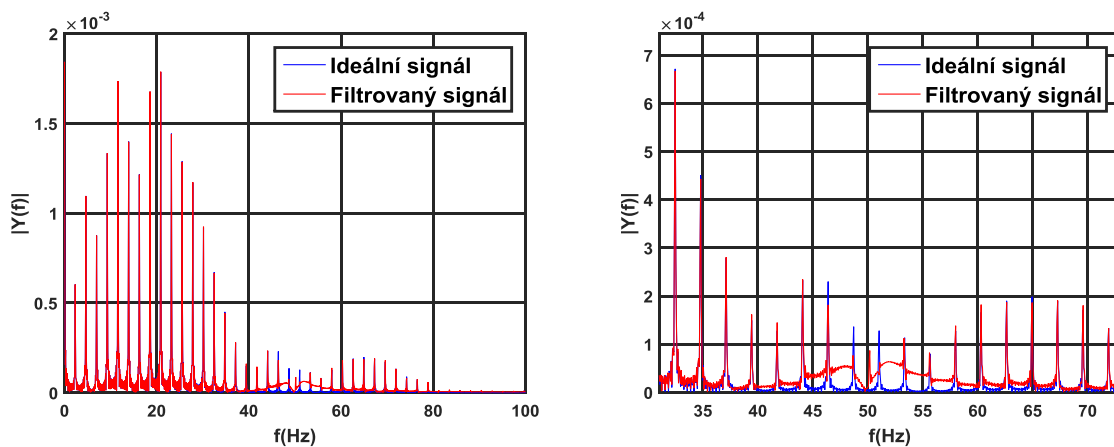


Obrázek 30: Výsledek filtrace (Butterworth - PZ).

Obrázek 32 vykresluje spektra ideálního a filtrovaného signálu. Lze vidět, že spektrální složka síťového rušení na 50 Hz byla zcela vyfiltrována, přesto však došlo k deformaci užitečného signálu v úseku ST.



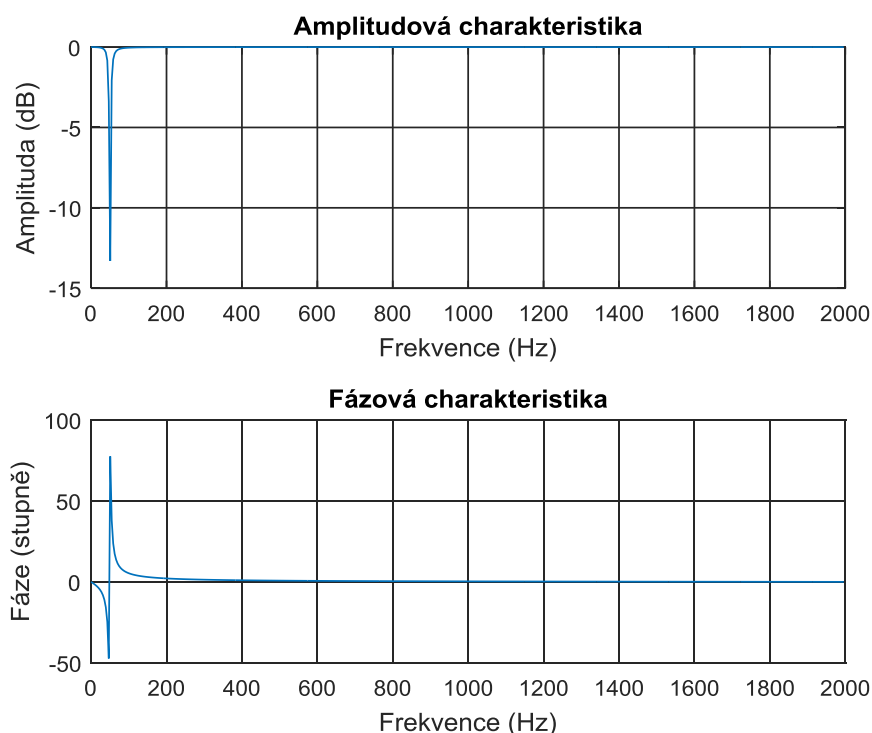
Obrázek 31: Detail filtrace (Butterworth - PZ).



Obrázek 32: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (Butterworth - PZ).

5.4.1.3 Filtrace pomocí Notch filtru

Notch filtr lze zařadit mezi IIR filtry. Jedná se o úzkopásmovou zádrž s velmi strmou amplitudovou charakteristikou. Výhodou Notch filtru je jeho periodicita, kdy se amplitudová frekvenční charakteristika opakuje. Notch filtr se považuje za nejčastější filtrační metodu brumu.



Obrázek 33: Amplitudová a fázová charakteristika (Notch).

Tabulka 7: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (Notch).

Mezní frekvence (Hz)	Bandwith	SNR (dB)
50	5	38,8142
50	6	39,4402
50	7	39,5130
50	8	39,2100
50	9	38,6600

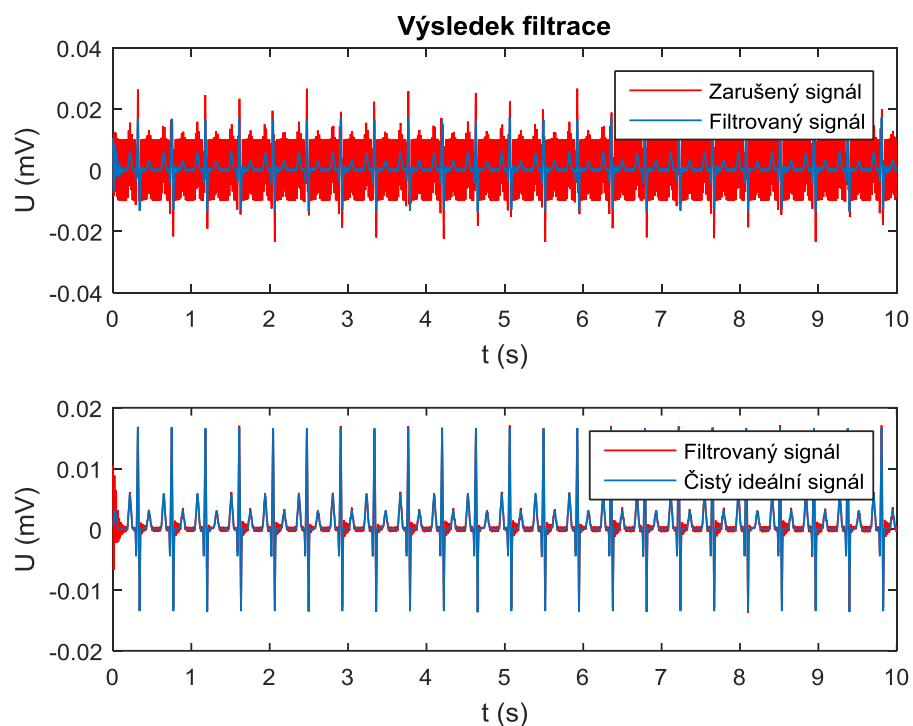
Při filtraci byla různě měněna šířka pásma filtru. Výsledky lze vidět v tabulce 6. Mezní frekvence zůstala 50 Hz, podle frekvence, na které se běžně vyskytuje síťové rušení. Nejlepšího SNR dosáhl filtr s šířkou pásma 7.

Quality factor této filtrace byl vypočten:

$$Q = \frac{50}{7} = 7,14 [-]. \quad (18)$$

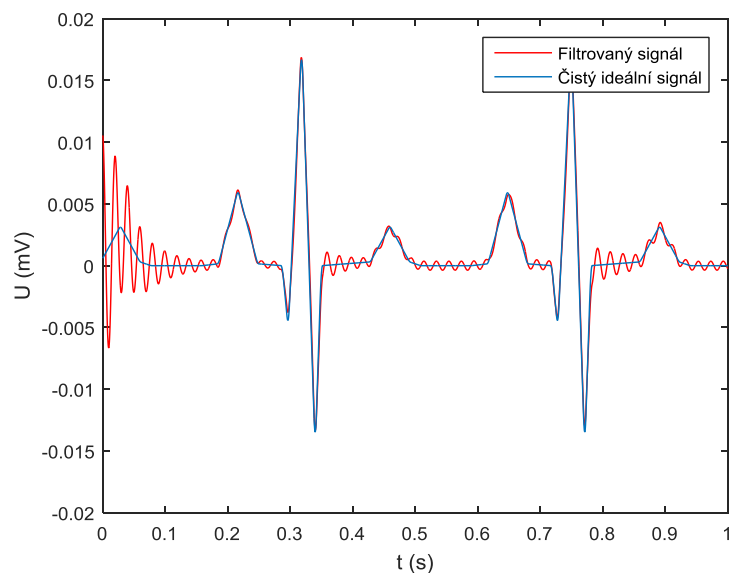
Quality factor Notch filtru je 1,71x vyšší, než u filtru FIR1.

Na obrázku 34 vidíme výsledek filtrace Notch filtru. Na začátku je opět patrný přechodový jev filtru. Také vidíme výrazné zbytky rušení v oblasti ST úseku, což je nežádoucí, jelikož právě ST úsek se analyzuje pro zjištění hypoxie plodu. K tomuto zkreslení došlo ovlivněním spektrálních složek v okolí 50 Hz, kde se ještě vyskytuje část užitečného fEKG signálu.

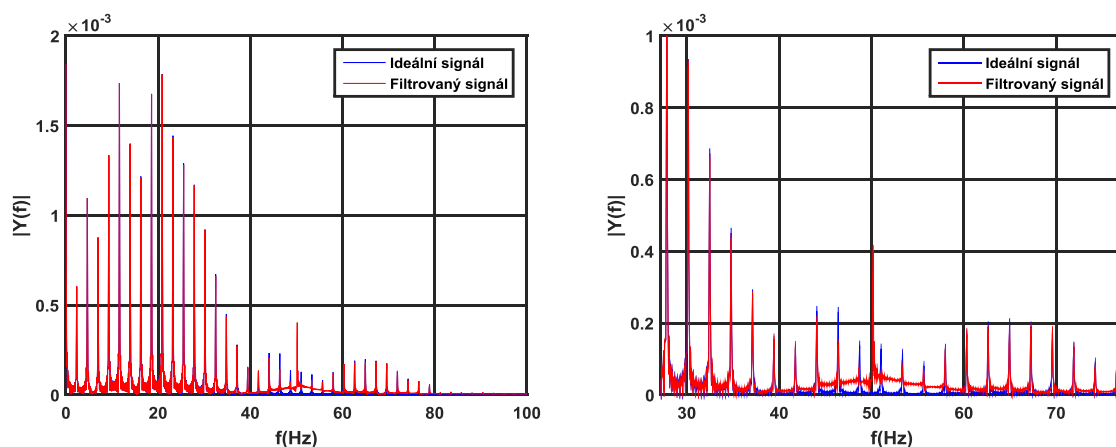


Obrázek 34: Výsledek filtrace (Notch).

Na obrázku 36 je spektrum ideálního a filtrovaného signálu. Zde můžeme vidět rozdíly v okolí 50 Hz. Zároveň vidíme, že složka na 50 Hz nebyla zcela vyfiltrována, zřejmě z důvodu nedostatečného útlumu filtru na frekvenci 50 Hz.



Obrázek 35: Detail filtrace (Notch).



Obrázek 36: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (Notch).

5.4.1.4 Filtrace pomocí vlnkové transformace

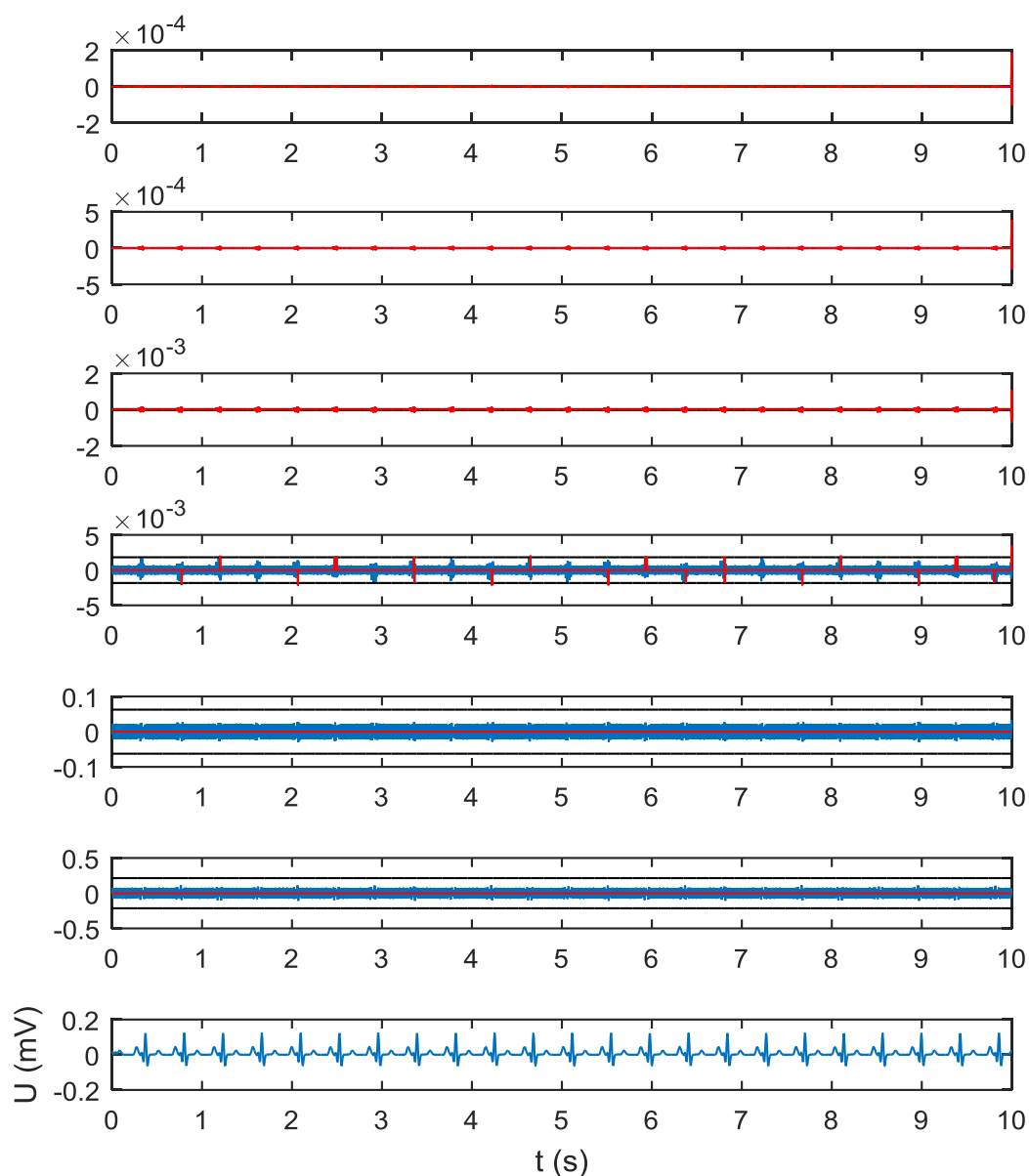
Vlnková transformace je pro filtraci fEKG velmi vhodná. Při WT je třeba správně vybrat počet pásem rozkladu signálu, typ vlnky, zda bude práh pevný či adaptivní a zda bude práh univerzální nebo empirický. Také lze vybrat tvrdé nebo měkké prahování. V případě adaptivního prahu je nutné zvolit délku okna a v případě univerzálního prahu empirickou konstantu.

Tabulka 8: Srovnání výsledků filtrace síťového brumu (WT).

Typ vlnky	Práh	Práh	Prahování	Délka okna	Empirická konstanta	SNR (dB)
db6	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	29,8665
db6	pevný	univerzální	měkké	X	X	29,8661
db6	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	29,8807
db6	pevný	empirický	měkké	X	2,8	29,8678
db6	adaptivní	empirický	tvrdé	500	2,8	29,8757
db6	adaptivní	empirický	měkké	500	2,8	29,8682
bior4.4	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	28,7417
bior4.4	pevný	univerzální	měkké	X	X	28,7416
bior4.4	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	28,7416
bior4.4	pevný	empirický	měkké	X	2,8	28,7418
bior4.4	adaptivní	empirický	tvrdé	500	2,8	28,7415
bior4.4	adaptivní	empirický	měkké	500	2,8	28,7413
sym4	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	28,7416
sym4	pevný	univerzální	měkké	X	X	28,7416
sym4	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	28,7406
sym4	pevný	empirický	měkké	X	2,8	28,7418
sym4	adaptivní	empirický	tvrdé	500	2,8	28,7413
sym4	adaptivní	empirický	měkké	500	2,8	28,7413

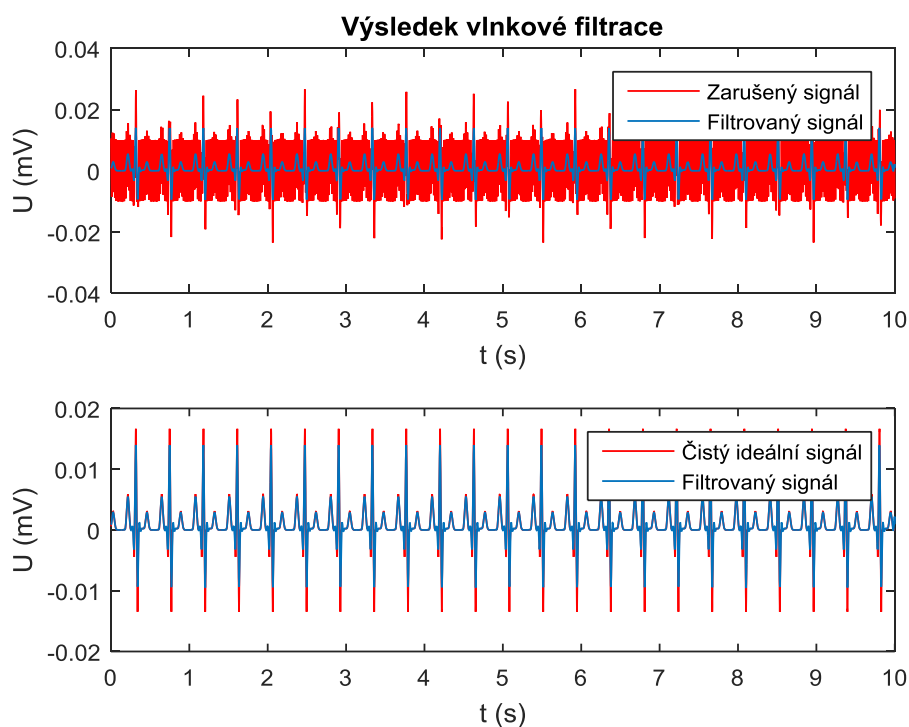
Pro své experimenty autorka vybrala vlnky db, bior a sym. Pro filtraci fEKG bylo nejlepší rozložit signál na 6 pásem. Zbylé parametry byly různě měněny (viz Tabulka 8). Z tabulky vyplývá, že výsledky filtrací se liší pouze minimálně. Nejlépe dopadla filtrace pomocí daubechies vlnky. Proto jsem pro další hodnocení použila výsledky ze zvýrazněné filtrace vlnkou db6.

Na obrázku 37 je znázorněn rozklad signálu fEKG, kde je černě označen práh, modře jsou znázorněny koeficienty před prahováním a červeně koeficienty po prahování.



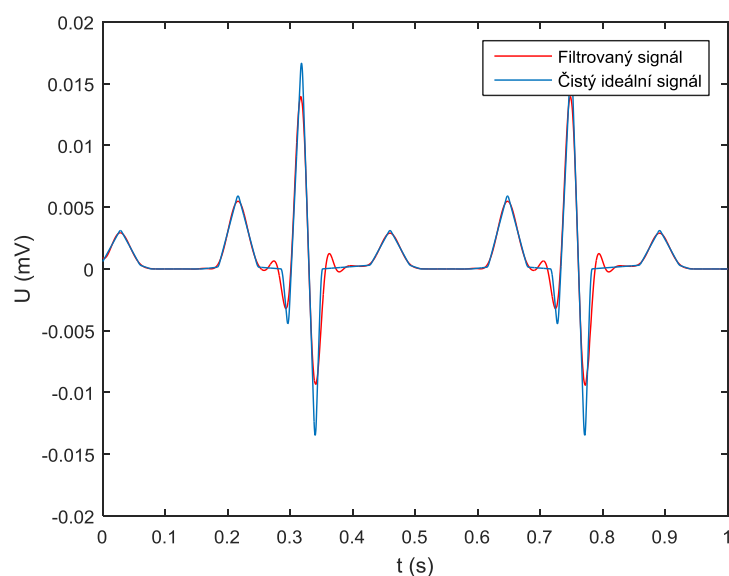
Obrázek 37: Rozklad signálu (vlnková transformace).

Z obrázků 38 a 39 lze pozorovat, že filtrace byla úspěšná. Došlo však k deformaci signálu, kterou můžeme vidět ve snížení amplitudy signálu a mírném zarušení v oblasti úseků PQ a ST.

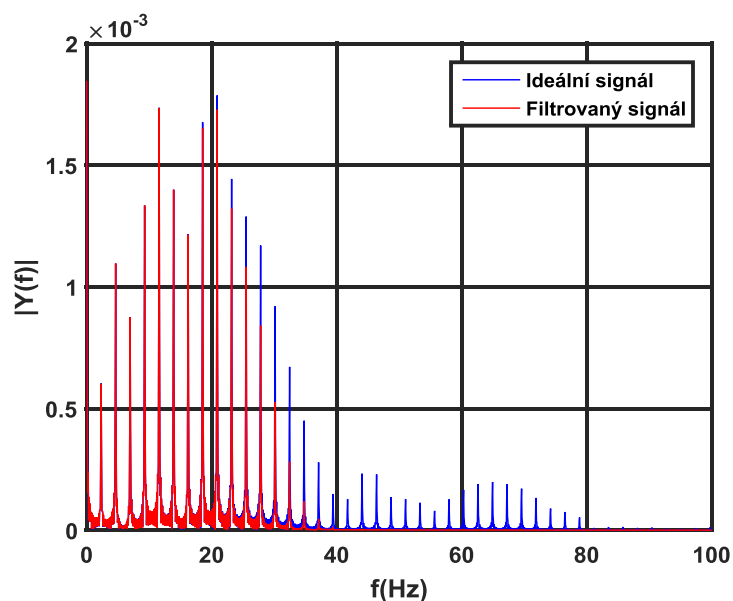


Obrázek 38: Výsledek filtrace (WT).

Obrázek 40 zobrazuje spektrum ideálního a filtrovaného signálu. Lze vidět, že došlo k razantnímu odfiltrování spektrálních složek na vyšších frekvencích, především od 40 Hz. Brumová složka byla zcela odfiltrována.



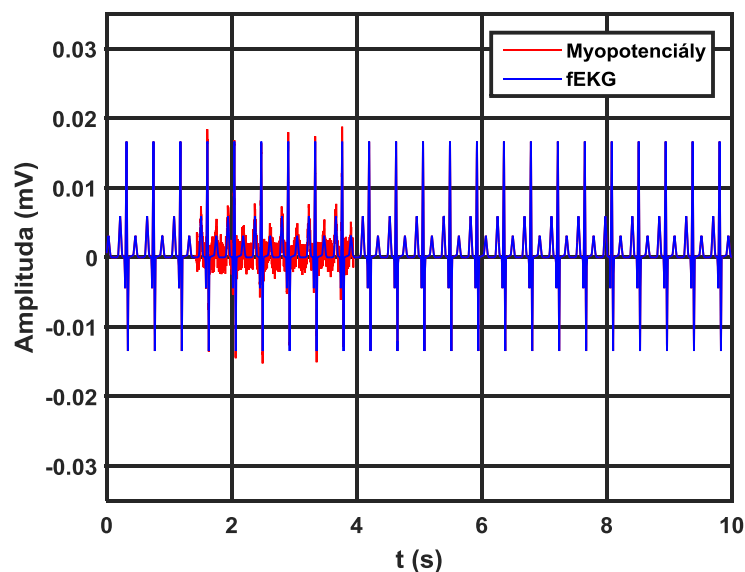
Obrázek 39: Detail filtrace (WT).



Obrázek 40: Zobrazení spektra ideálního a filtrovaného signálu (WT).

5.5 Myopotenciály

Nejprve byla zjištěna maximální velikost v signálu fEKG a vytvořen šum se střední hodnotou rovnou nule. Dále byl definován tvarovací filtr pro filtraci zašuměného signálu a tedy úpravu myopotenciálů tak, aby tvar spektra odpovídal tvaru spektra myopotenciálů při snímání fEKG. Míra zarušení byla zvolena nízká, jelikož rušení břišních svalů nebývá tak silné jako rušení vzniklé důsledkem jiného pohybu. Při vytvoření rušení byl použit příkaz *switch*, který umožňuje simulovat rušení buď po celé délce signálu, nebo pouze ve vybraném úseku. Délka a místo úseku se určuje v cyklu *for*.



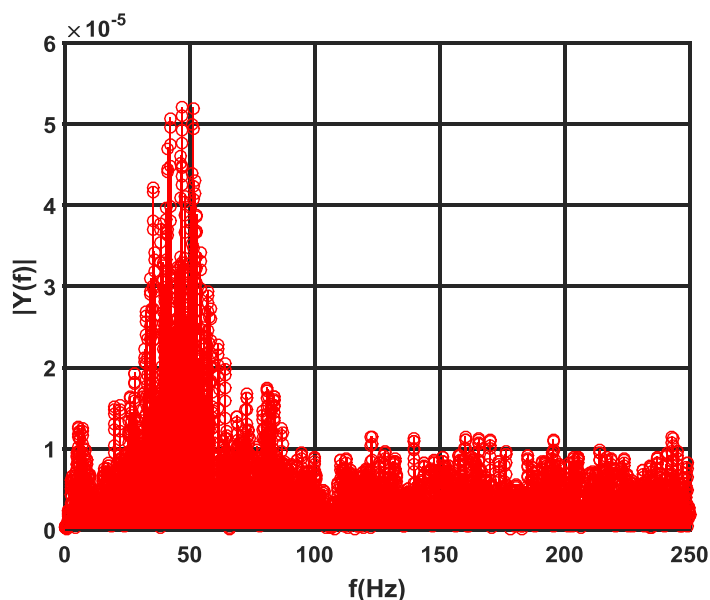
Obrázek 41: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.

5.5.1 Filtrace myopotenciálů

Pro filtraci myopotenciálů se klasické filtry příliš nehodí. Mají malou účinnost a při filtraci většinou dochází ke zkreslení signálu. Filtrace je problematická také vzhledem k frekvenčnímu rozsahu myopotenciálů [27].

Vhodnější variantou jsou nelineární filtrace. Především jsou to kumulační techniky, které využívají repetiční charakter zarušeného signálu. Kumulační metody jsou účinné pro získání reprezentativní repeticity užitečného signálu [27].

Nejznámější výhodnou metodou filtrace myopotenciálů je vlnková transformace. Obrázek 42 znázorňuje spektrum myopotenciálů. Vždy se usiluje o to, aby se předešlo možnému svalovému zarušení. Při snímání fEKG jsou zdrojem myopotenciálů především svaly břicha a dělohy. Proto se obvykle rušení vyskytuje s nižší amplitudou [27].



Obrázek 42: Spektrum myopotenciálů.

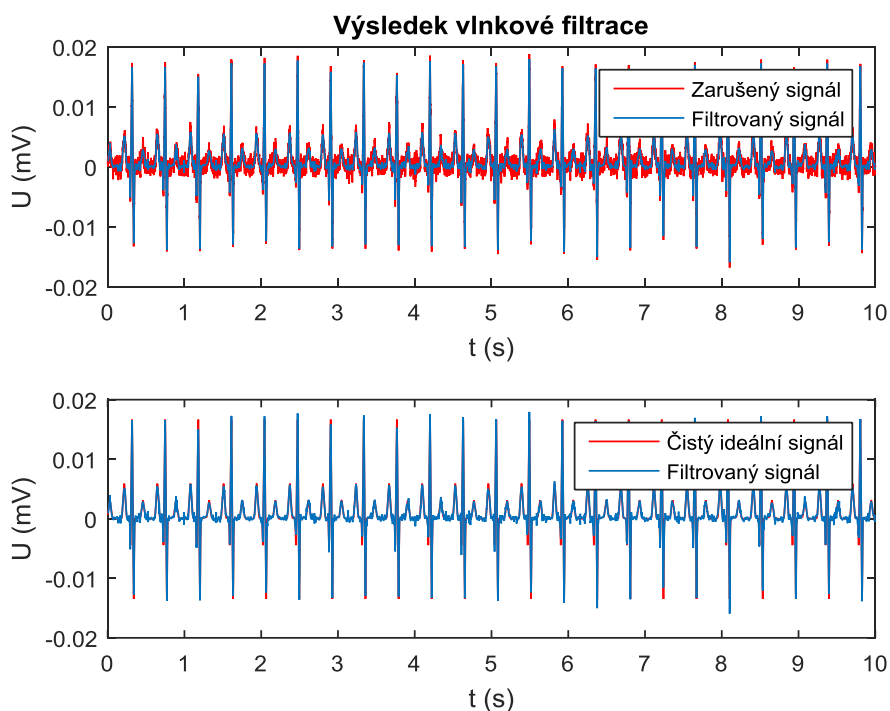
5.5.1.1 Filtrace pomocí vlnkové transformace

Filtrace myopotenciálů byla nejprve provedena na signálu zarušeném po celé délce. V tabulce 8 je možno vidět výsledky filtrací, kde nejlépe dopadla filtrace s použitou vlnkou sym4, pevným prahem, empirickou konstantou 2,8 a tvrdým prahováním. Tato filtrace je zobrazena na obrázku 44, kde došlo k rozkladu signálu a prahování. Obrázek 43 a 45 pak ukazuje signál po filtraci.

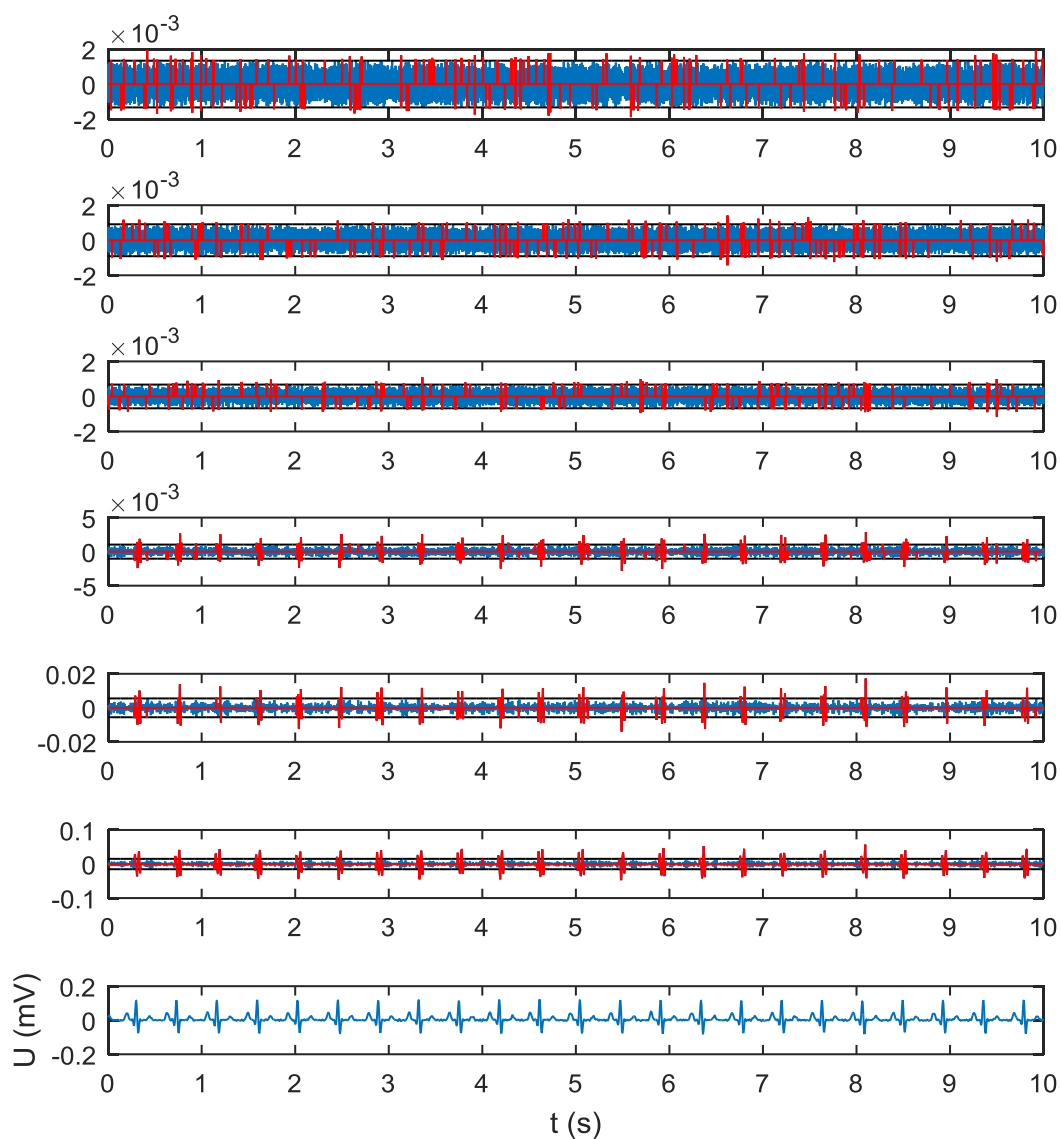
Z tabulky výsledků lze vyčíst, že tvrdé prahování je výhodnější. Adaptivní filtrace je ve většině případů také úspěšnější. Celkově lepších výsledků dosáhla filtrace pomocí vlnky sym4.

Tabulka 9: Srovnání výsledků filtrace myopotenciálů (WT).

Typ vlnky	Práh	Práh	Prahování	Délka okna	Empirická konstanta	SNR (dB)
db6	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	34,868
db6	pevný	univerzální	měkké	X	X	28,773
db6	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	39,064
db6	pevný	empirický	měkké	X	2,8	33,227
db6	adaptivní	empirický	tvrdé	1000	2,8	36,970
db6	adaptivní	empirický	měkké	1000	2,8	30,070
bior4.4	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	35,244
bior4.4	pevný	univerzální	měkké	X	X	27,318
bior4.4	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	42,199
bior4.4	pevný	empirický	měkké	X	2,8	32,607
bior4.4	adaptivní	empirický	tvrdé	1000	2,8	40,183
bior4.4	adaptivní	empirický	měkké	1000	2,8	30,137
sym4	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	37,296
sym4	pevný	univerzální	měkké	X	X	28,117
sym4	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	43,100
sym4	pevný	empirický	měkké	X	2,8	34,087
sym4	adaptivní	empirický	tvrdé	1000	2,8	41,355
sym4	adaptivní	empirický	měkké	1000	2,8	31,373

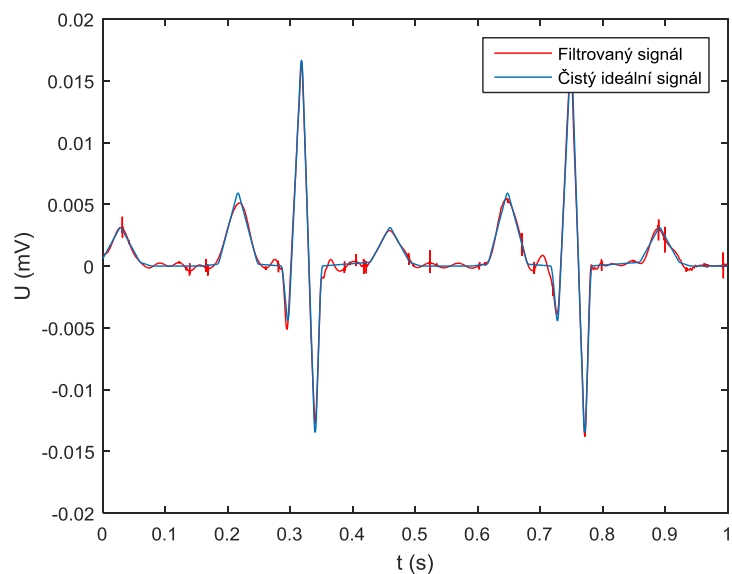


Obrázek 43: Výsledek filtrace (WT).

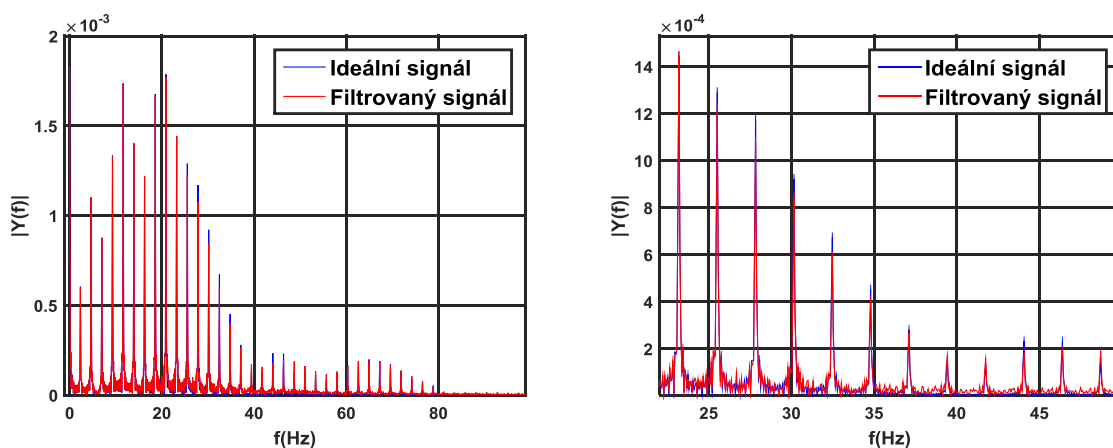


Obrázek 44: Rozklad signálu.

Na detailním obrázku 45 vidíme, že křivka signálu nebyla výrazně zkreslena, ale zůstaly zde ještě zbytky zarušeného signálu. QRS komplex zůstal téměř neporušen. Na obrázku 46 je zobrazeno srovnání spekter. Je znát, že došlo k mírnému snížení amplitud některých spektrálních složek.



Obrázek 45: Detail filtrace (WT).



Obrázek 46: Srovnání spektra ideálního a filtrovaného signálu (WT).

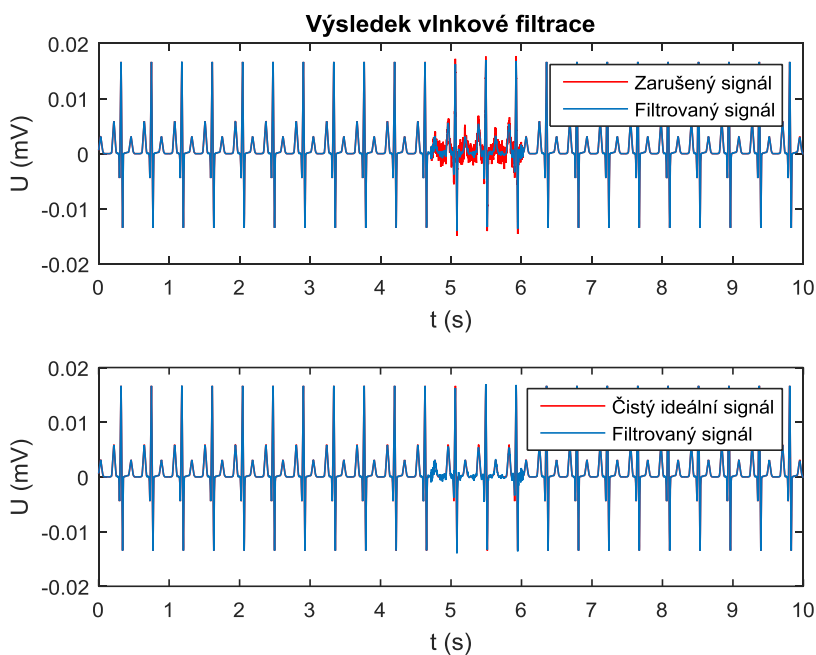
Tabulka 10 zobrazuje výsledky vlnkové transformace signálu při zarušení pouze v náhodném úseku. SNR bylo počítáno pouze ze zarušené části signálu tak, aby se výsledek co nejvíce blížil skutečné hodnotě.

V rozkladu signálu na obrázku 48, lze poznat adaptivní prahování, kdy se práh přizpůsobil signálu. Práh je zobrazen černou čarou. Obrázek 47 srovnává filtrovaný signál se zarušeným a ideálním signálem. Detail lze vidět na obrázku 48, kde filtrace dopadla obdobně jako filtrace signálu zarušeného po celé délce. Tvar křivky je zachován, signál však zůstal mírně zarušen pozůstatky myopotenciálů.

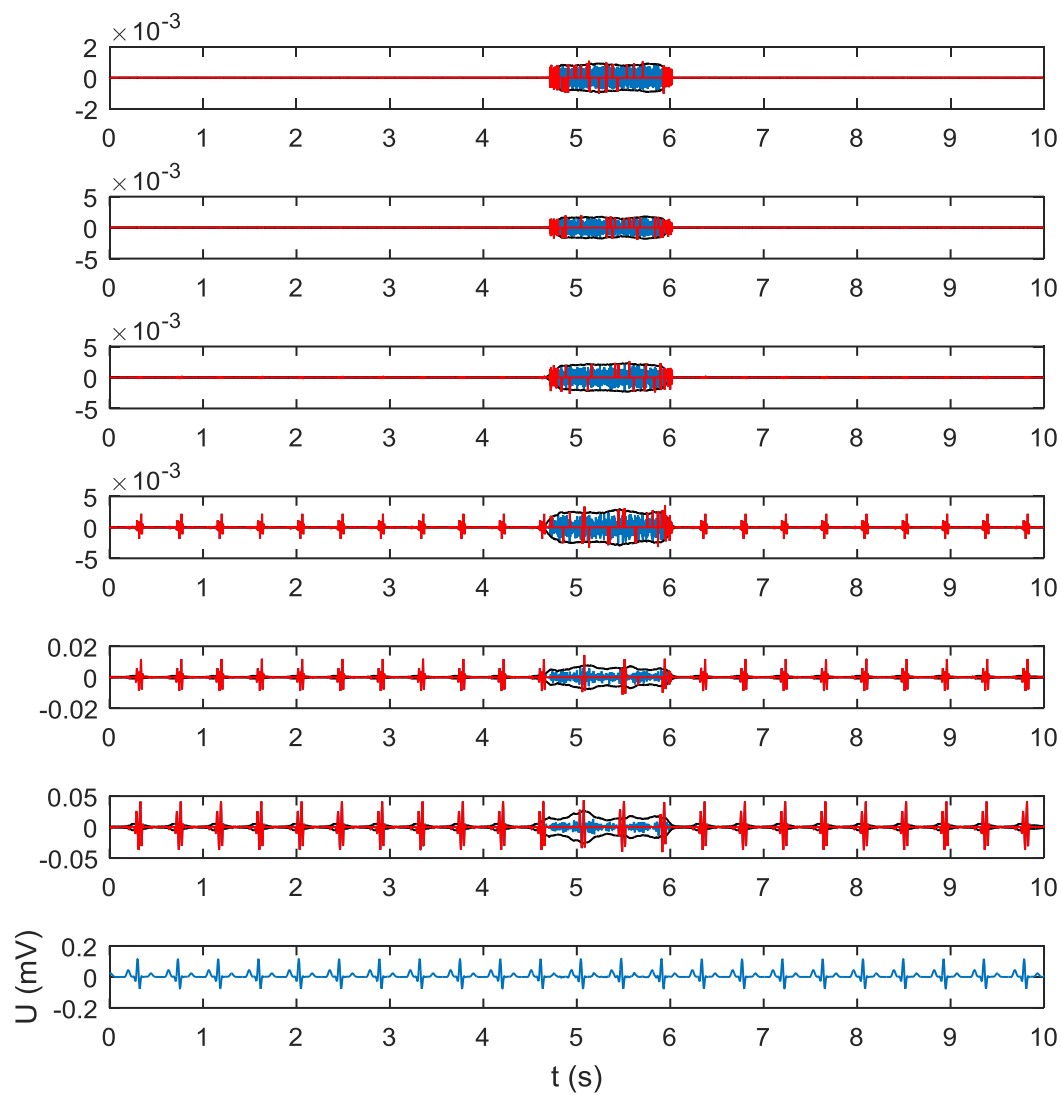
Spektra signálů na obrázku 50 jsou téměř totožné. Opět došlo k mírnému snížení amplitud jako v předchozí filtraci. Spektrum je téměř nezměněno.

Tabulka 10: Srovnání výsledků filtrace myopotenciálů (WT).

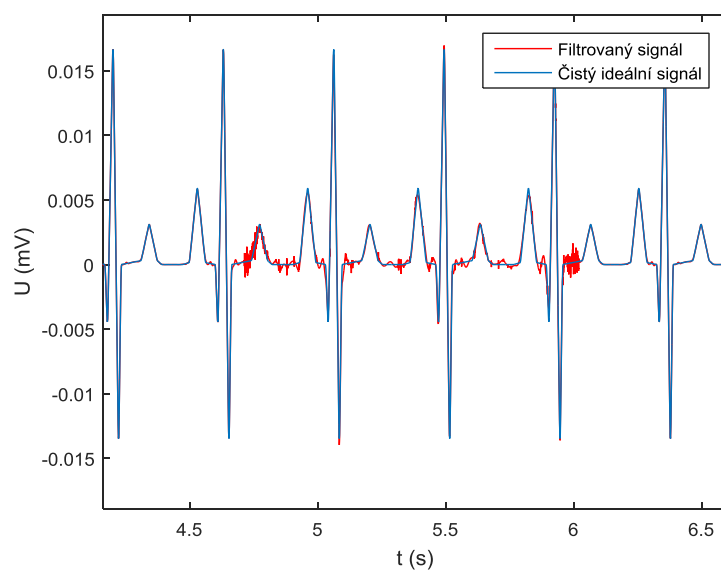
Typ vlnky	Práh	Práh	Prahování	Délka okna	Empirická konstanta	SNR
db6	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	36,217
db6	pevný	univerzální	měkké	X	X	40,387
db6	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	33,679
db6	pevný	empirický	měkké	X	2,8	39,158
db6	adaptivní	empirický	tvrdé	1000	2,8	42,225
db6	adaptivní	empirický	měkké	1000	2,8	35,751
bior4.4	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	34,432
bior4.4	pevný	univerzální	měkké	X	X	39,529
bior4.4	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	32,999
bior4.4	pevný	empirický	měkké	X	2,8	37,657
bior4.4	adaptivní	empirický	tvrdé	1000	2,8	44,158
bior4.4	adaptivní	empirický	měkké	1000	2,8	44,158
sym4	pevný	univerzální	tvrdé	X	X	33,631
sym4	pevný	univerzální	měkké	X	X	40,067
sym4	pevný	empirický	tvrdé	X	2,8	33,117
sym4	pevný	empirický	měkké	X	2,8	37,991
sym4	adaptivní	empirický	tvrdé	1000	2,8	45,046
sym4	adaptivní	empirický	měkké	1000	2,8	36,634



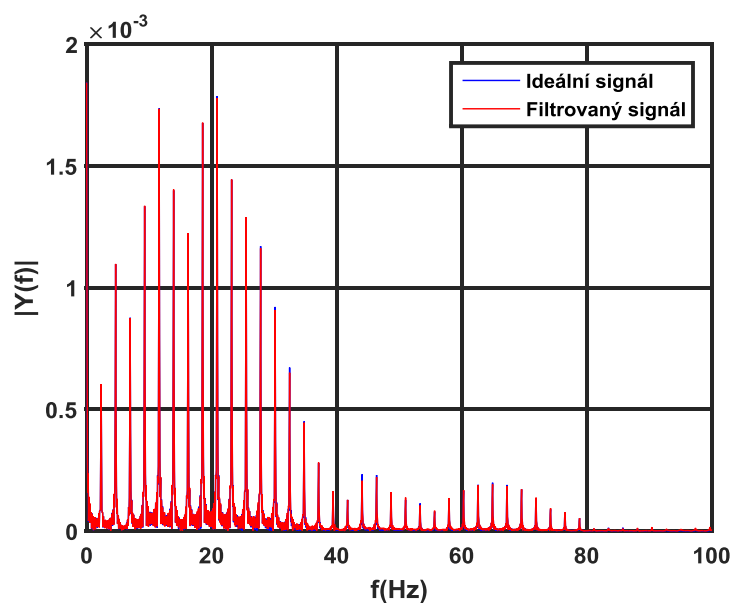
Obrázek 47: Výsledek filtrace (WT).



Obrázek 48: Rozklad signálu.



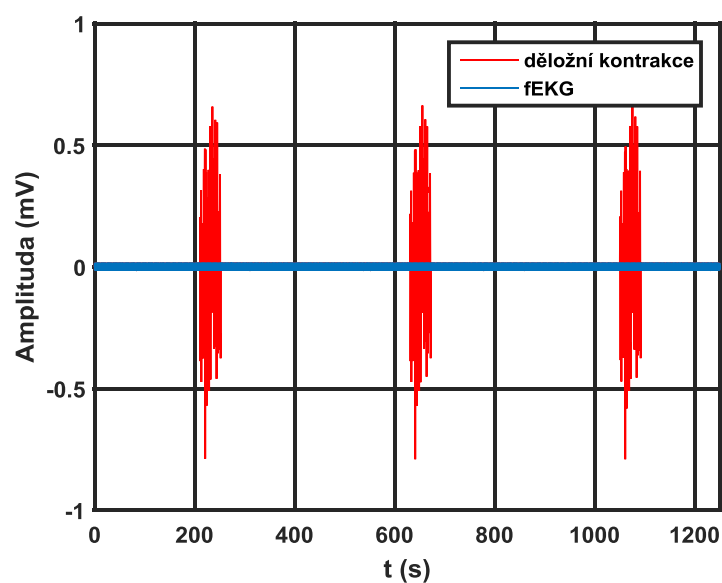
Obrázek 49: Detail filtrace (WT).



Obrázek 50: Srovnání spektra ideálního a filtrovaného signálu (WT).

5.6 Děložní kontrakce

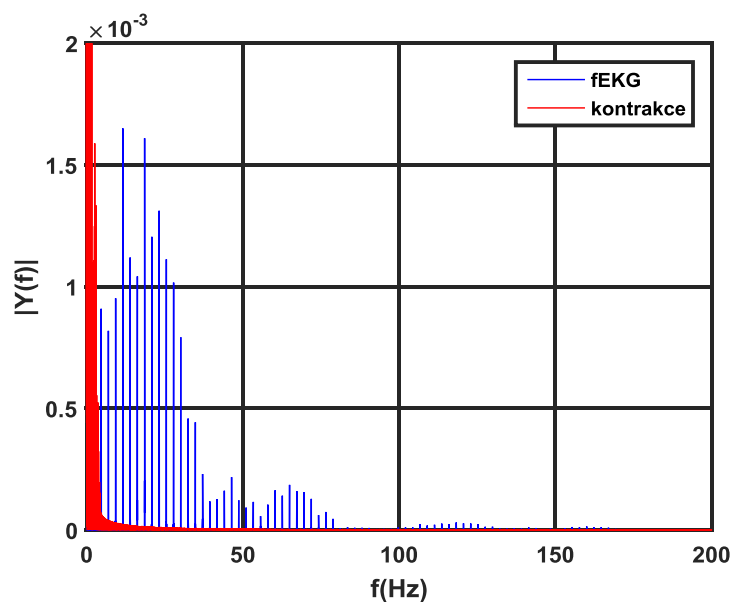
Děložní kontrakce byly generovány obdobným způsobem jako myopotenciály. Nejprve byl však fEKG signál prodloužen na 21 minut, aby bylo možné sledovat více kontrakcí najednou. Do tohoto signálu byl přidán Gaussovský šum a pomocí filtrace bylo spektrum upraveno tak, aby se jeho hodnota vyskytovala v oblasti 0,1 – 3 Hz. Nakonec byl definován výskyt kontrakcí tak, aby se objevily na potřebných místech po určitou dobu.



Obrázek 51: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.

5.6.1 Filtrace děložních kontrakcí

Děložní kontrakce mají mnohonásobně vyšší amplitudu než užitečný signál. Obvykle se vyskytují do 3 Hz, jak lze vidět na obrázku 53. Filtrace je možná pomocí horní propusti. Jelikož je signál s děložními kontrakcemi v časovém měřítku velmi dlouhý a náročný na výpočet, byla ke každé filtraci použita pouze část signálu s jednou kontrakcí.



Obrázek 52: Srovnání spekter fEKG signálu a děložních kontrakcí.

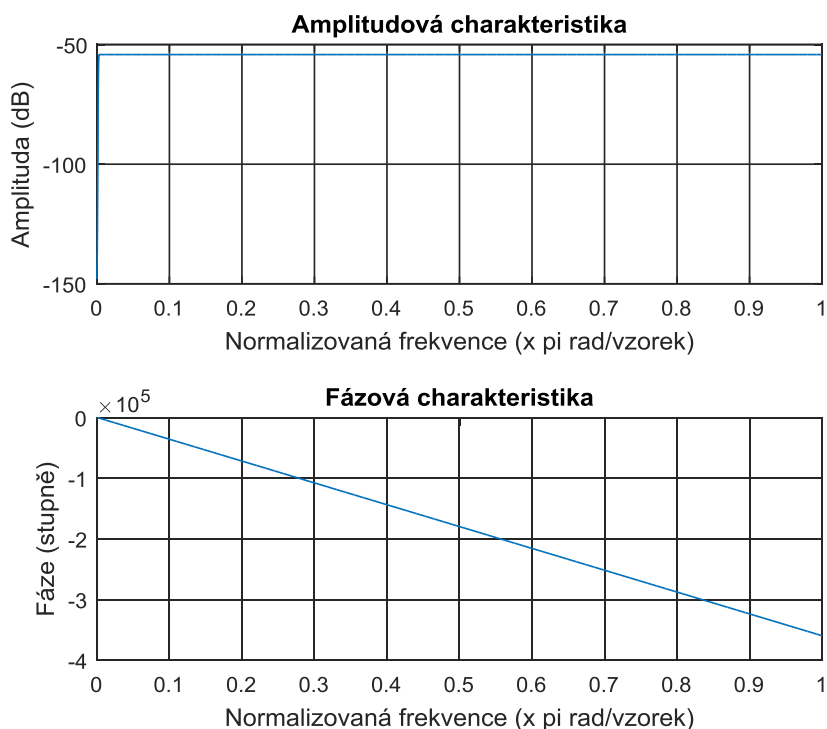
5.6.1.1 Filtrace pomocí FIR1

Filtrace pomocí horní propusti je možností jak filtrovat děložní kontrakce. Dochází však ke zkreslení signálu, jelikož se v oblasti filtrace vyskytuje také užitečná část signálu.

Tabulka 11 zobrazuje výsledky filtrace při různých mezních frekvencích. Nejlepší výsledek měla filtrace s mezním kmitočtem 4,5 Hz.

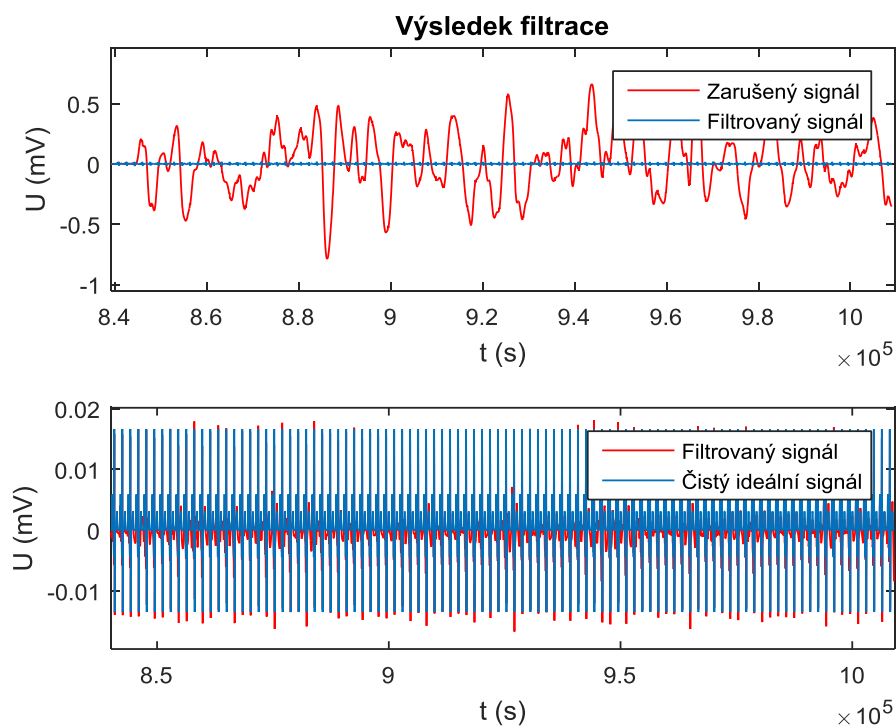
Tabulka 11: Srovnání výsledků filtrace děložní kontrakce (FIR1 - HP).

Mezní frekvence (Hz)	Řád filtru	SNR (dB)
3	4000	3,189
3,50	4000	8,075
4	4000	15,983
4,5	4000	21,746
5	4000	20,403

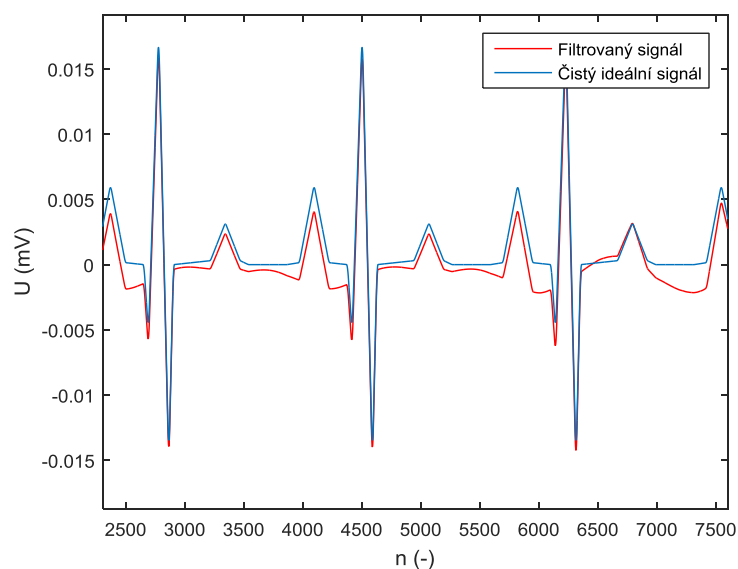


Obrázek 53: Amplitudová a fázová charakteristika filtru (FIR1 - HP).

Na obrázku 54 je v horní části srovnáván filtrovaný signál a zarušený signál. Jedná se pouze o jednu zobrazenou kontrakci. Ve spodním grafu lze pozorovat, že došlo k odfiltrování rušení, signál byl však zkreslen, což je znázorněno zblízka na obrázku 55. Zkreslený je bohužel téměř celý signál. Tato filtrace tedy není velmi vhodná.

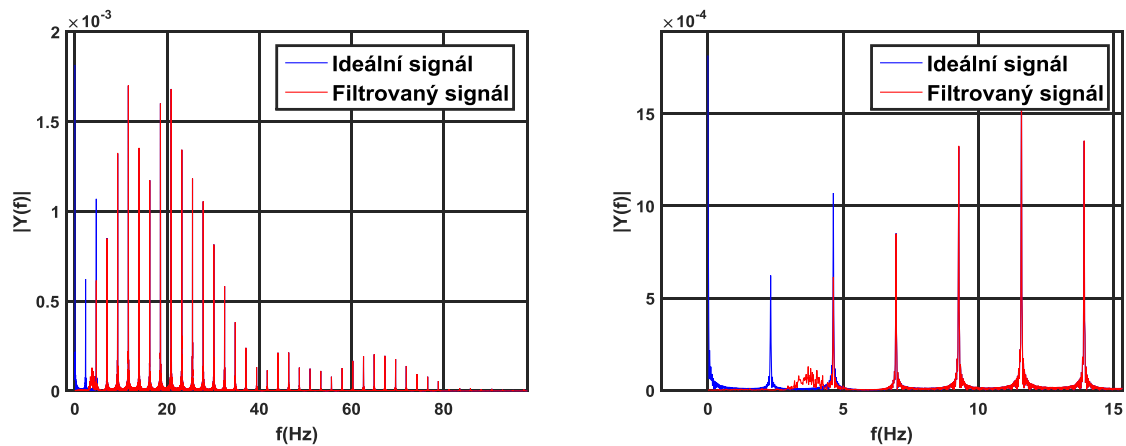


Obrázek 54: Výsledek filtrace (FIR1- HP).



Obrázek 55: Detail filtrace (FIR1 - HP).

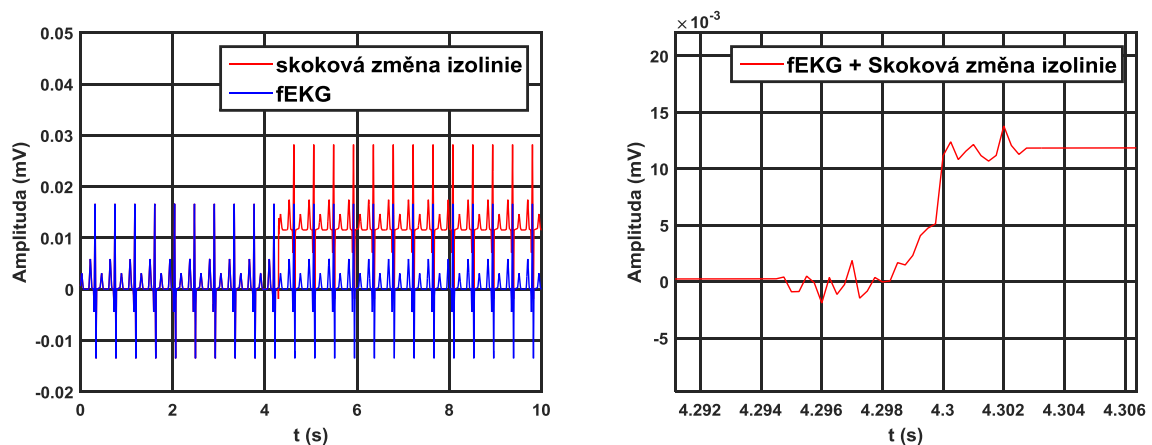
Na následujícím obrázku je vidět srovnání spekter. Spektrum signálu se filtrací znehodnotilo v počátečních spektrálních složkách. To způsobilo právě zkreslení signálu v oblasti P a T vlny.



Obrázek 56: Spektrum ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - HP).

5.7 Skoková změna izolinie

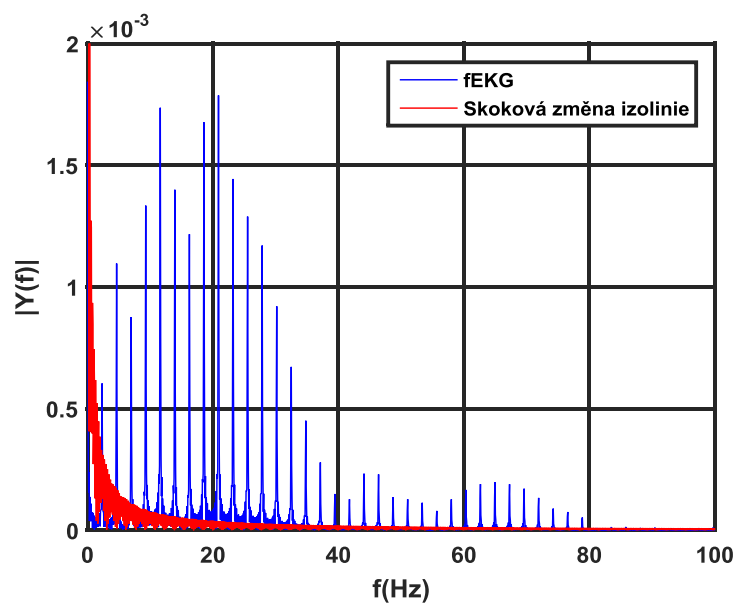
Skoková změna je tvořena přechodem, kde je využita část sinusového průběhu, ke kterému byl přičten šum rovnající se 10 dB. Skok je generován náhodně od 0,01 do 0,04 mV. Obrázek 57 znázorňuje skok izolinie a detail skoku.



Obrázek 57: Srovnání skokové změny a ideálního signálu (vlevo), detail skoku (vpravo).

5.7.1 Filtrace skokové změny izolinie

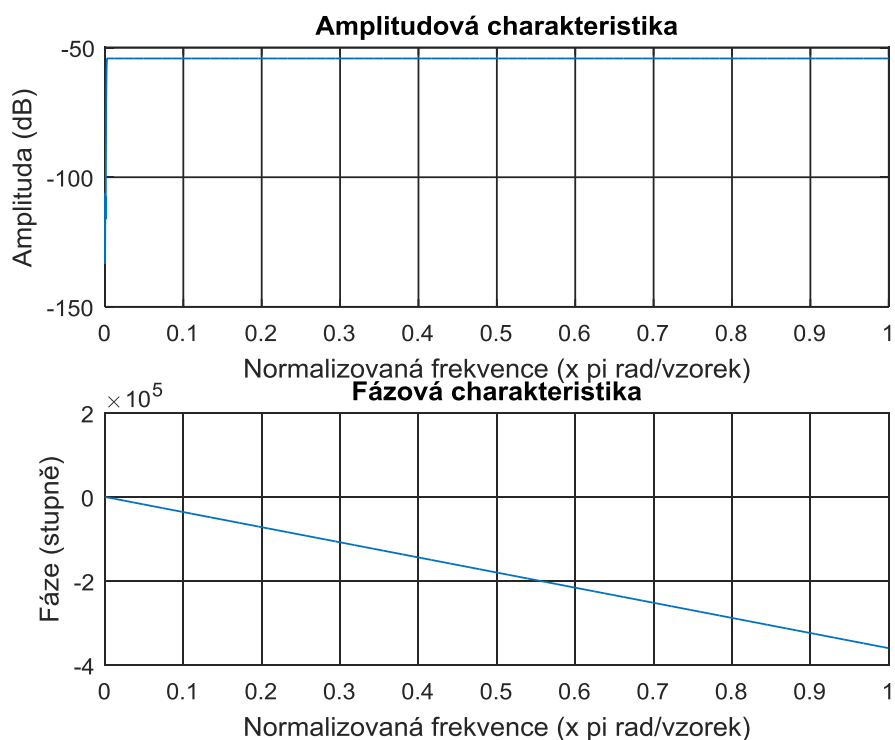
Filtrace skokové změny je velmi náročná z důvodu rozsáhlosti rušení až do 15 Hz.



Obrázek 58: Srovnání spektr fEKG signálu a skokové změny izolinie.

5.7.1.1 Filtrace pomocí FIR1 filtru

Pro filtraci byl použit FIR1 filtr. Amplitudová a frekvenční charakteristika je zobrazena na obrázku 59.



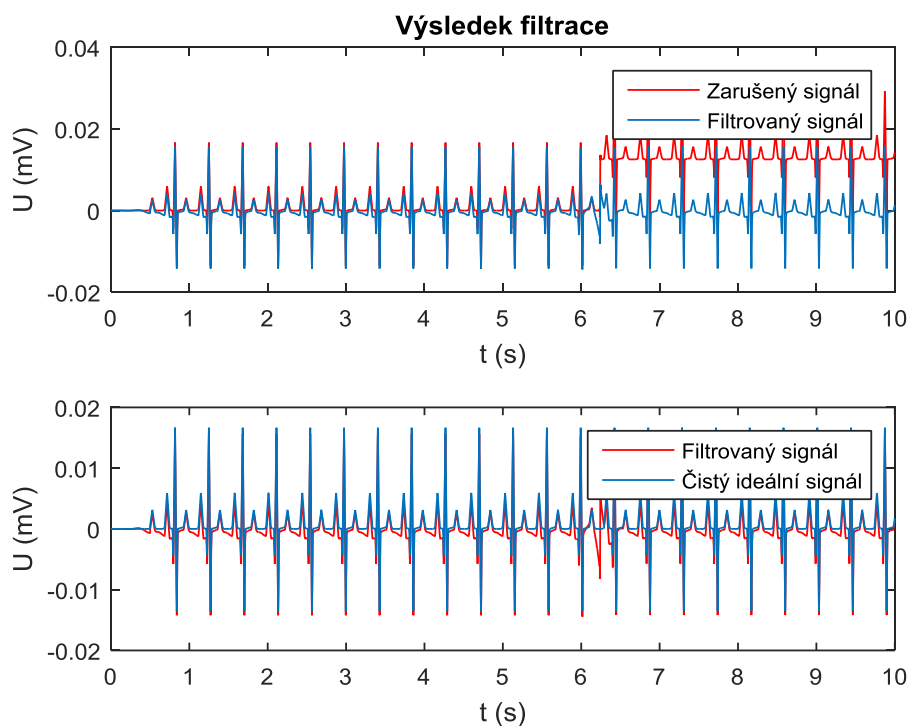
Obrázek 59: Amplitudová a fázová charakteristika (FIR1 - HP).

V tabulce 12 jsou vypsány provedené filtrace. Označená filtrace měla z hlediska SNR nejlepší výsledek. Průběhy této filtrace jsou zobrazeny na následujících obrázcích.

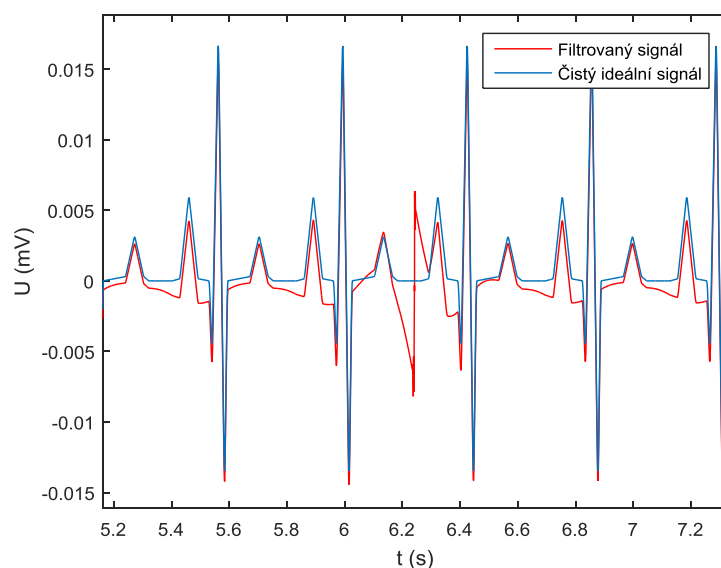
Tabulka 12: Srovnání výsledku filtrace skoku izolacie (FIR1 - HP).

Mezní frekvence (Hz)	Řád filtru	SNR (dB)
2,5	4000	17,197
3	4000	17,727
3,5	4000	18,467
4	4000	19,026
4,50	4000	18,373

Můžeme vidět, že skok izolacie byl úspěšně odfiltrován (Obrázek 60). Signál však zůstal v místě skoku deformovaný a po celé délce signálu došlo ke zkreslení P vlny. Toto zkreslení způsobilo odfiltrování užitečných složek signálu, což lze vidět také ve spektru na obrázku 62. Počáteční spektrální složky filtrovaného signálu zůstaly deformovány.

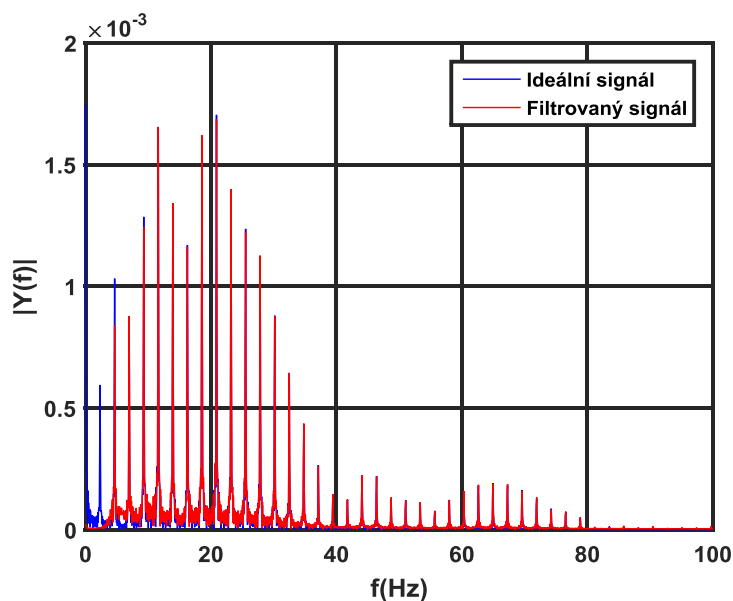


Obrázek 60: Výsledek filtrace (FIR1 - HP).



Obrázek 61: Detail filtrace v místě skoku (FIR1 - HP).

Obrázek 61 zobrazuje detail filtrace v místě skoku. Vidíme také, že QRS komplex zůstal téměř neporušen a to z důvodu jeho výskytu na vyšších frekvencích, než probíhala filtrace.

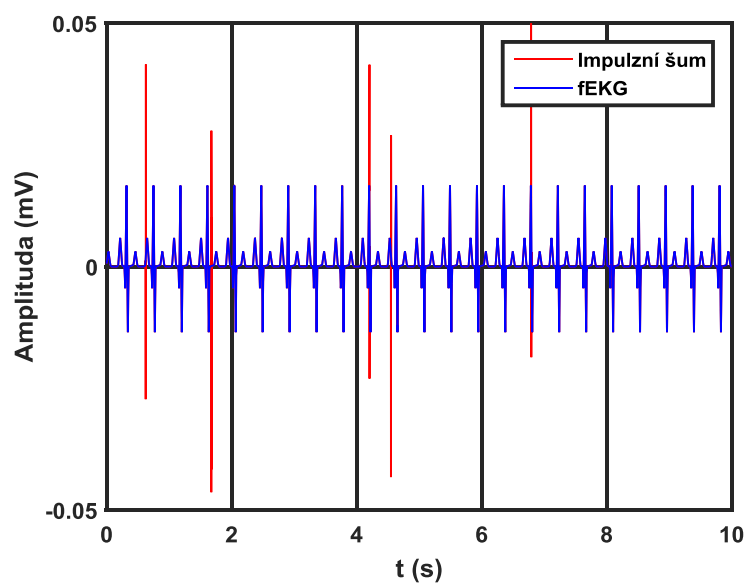


Obrázek 62: Srovnání spektra ideálního a filtrovaného signálu (FIR1 - HP).

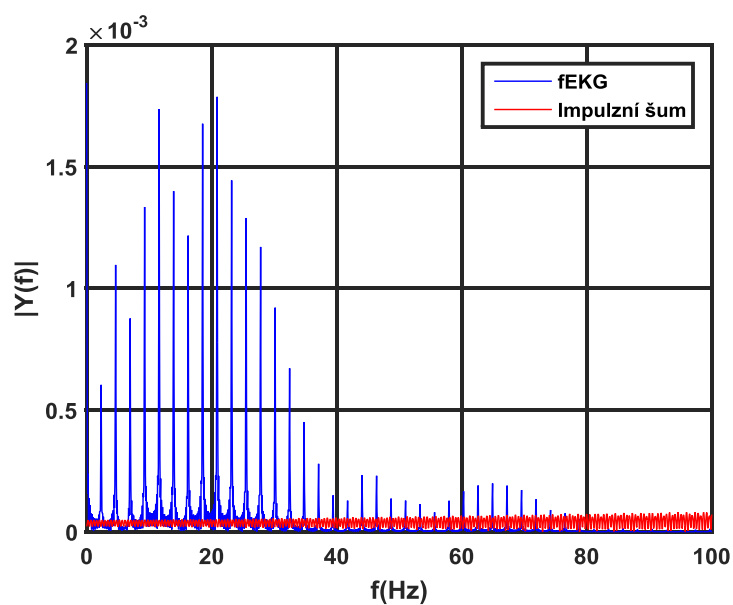
5.8 Impulzní šum

Impulzní šum je vygenerován jako skokové změny, kde amplitudy dosahují hraničních hodnot. V signálu je nejprve zjištěna maximální hodnota. Poté jsou počet, délka i místo, kde se budou artefakty nacházet, generovány náhodně. Pro vytvoření impulzního rušení byl použit Gaussovský šum s hodnotou 20 dB, který je násoben maximální hodnotou a maticí náhodných čísel *rand*. Nakonec je

šum přičten k nezarušenému fEKG signálu. Šum impulzního rušení se vyskytuje po celém spektru signálu.



Obrázek 63: Srovnání čistého a zarušeného fEKG.

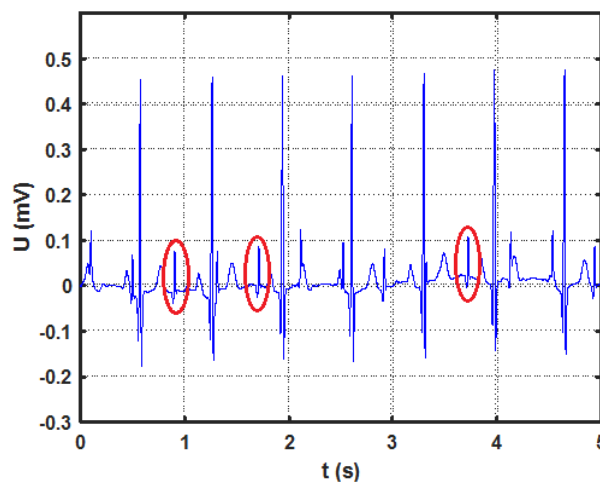


Obrázek 64: Srovnání spekter fEKG signálu a impulzního šumu.

Impulzní šum se v signálu vyskytuje velice zřídka. Z tohoto důvodu se filtrace impulzního šumu neprovádí. Mnohem jednodušší a výhodnější je měření opakovat.

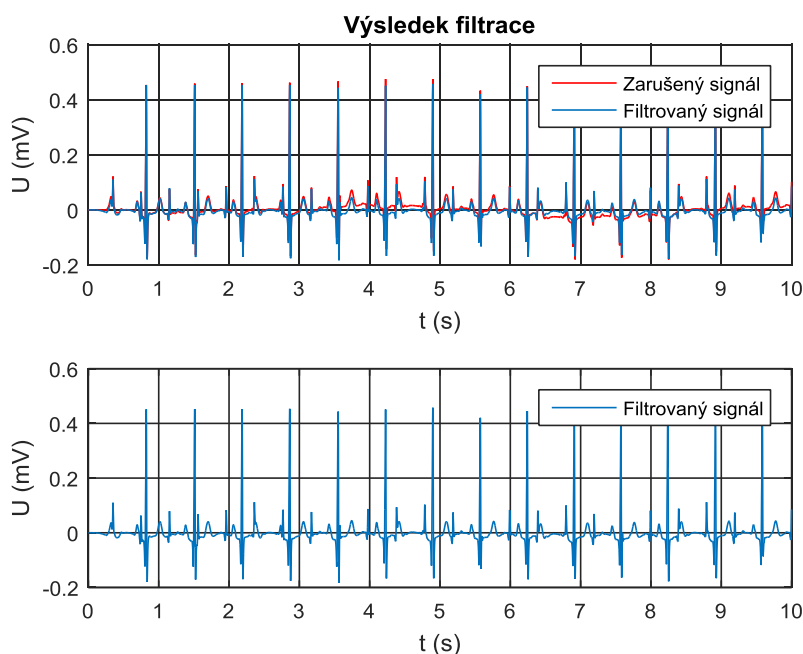
6 Ověření funkčnosti filtrace na syntetických datech

Pro ověření funkčnosti navržených filtrů byla použita jak reálná data, tak také syntetická data z jiného generátoru rušení. Pro ověření byl použit reálný signál fEKG zarušený také signálem matky. K tomuto rušení bylo přidáno synteticky vytvořené rušení. Následující obrázek obsahuje kolísání izolinie. Červeně jsou označeny některé EKG křivky plodu.



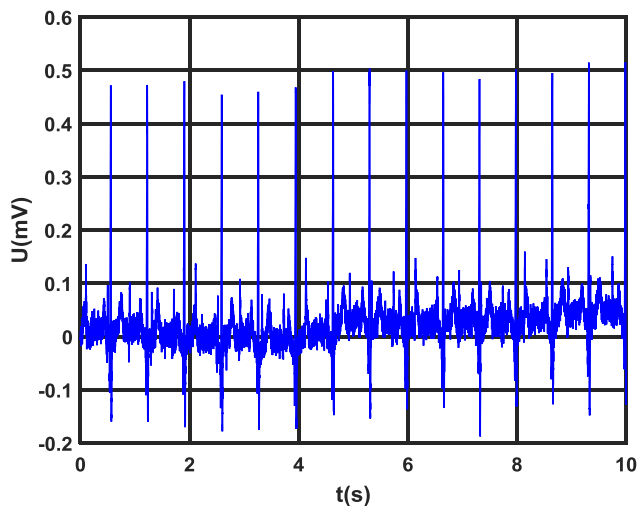
Obrázek 65: Signál EKG (kolísání izolinie).

Mírné kolísání bylo filtrováno pomocí FIR filtru typu HP. Mezní frekvence byla vybrána 2 Hz a řád filtru 5, při vzorkovací frekvenci signálu 1 kHz. Z obrázku 70 lze pozorovat, že mírné kolísání bylo odfiltrováno.



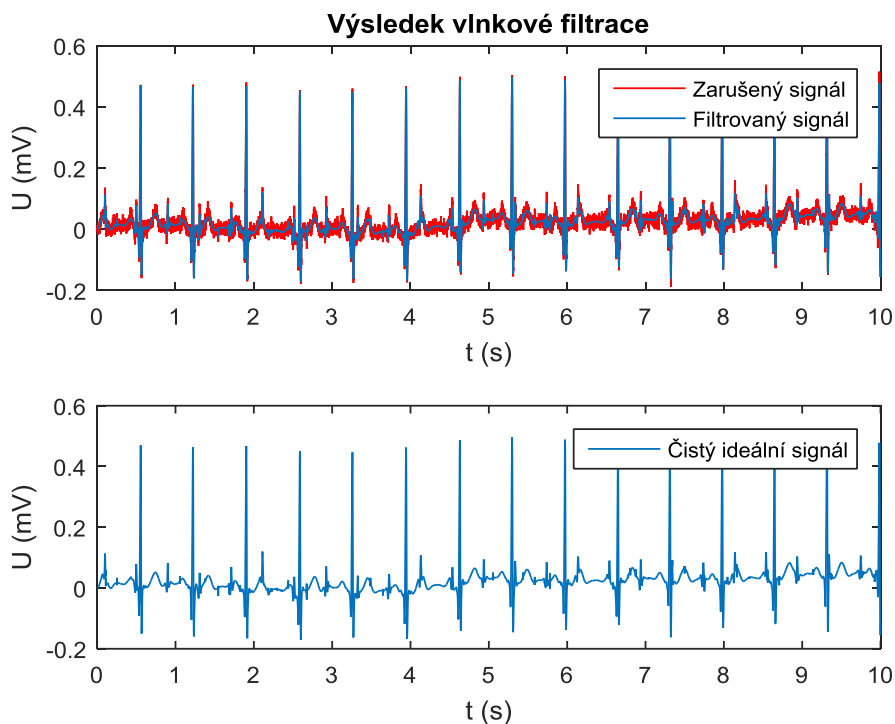
Obrázek 66: Výsledek filtrace (FIR1 - HP).

Dále byl filtrován signál zarušený Gaussovským šumem (tedy podobně jako myopotenciály). V signálu je opět plodové EKG včetně mateřského. Zarušení signálu je však tak velké, že plodové EKG ze signálu nelze vyčíst.



Obrázek 67: Signál mEKG + fEKG (Gaussovský šum).

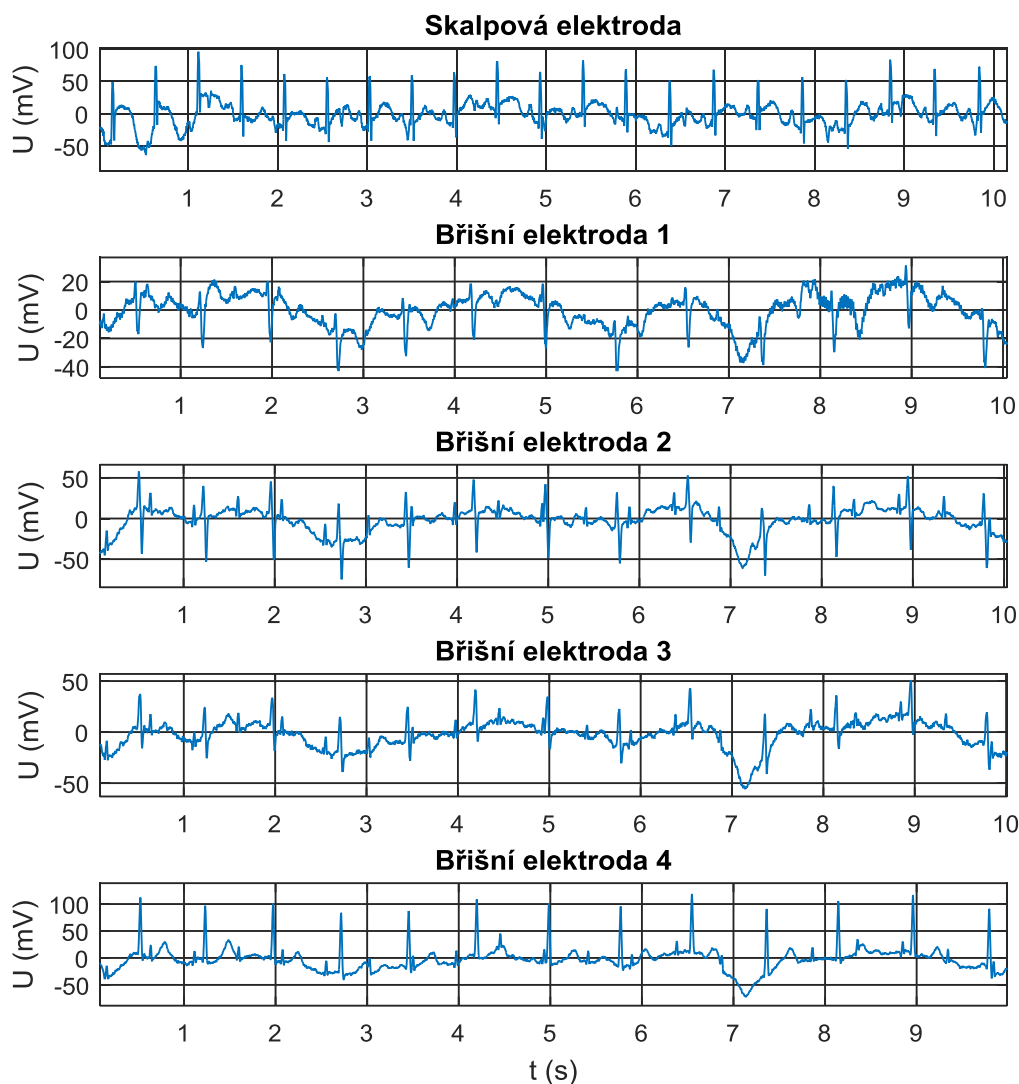
Signál byl filtrován vlnkovou transformací s rozkladem signálu na 6 pásem. Práh byl vybrán adaptivní s délkou okna 500 a empirickou konstantou 3. Prahování bylo zvoleno tvrdé. Výsledek filtrace lze vidět na obrázku 68. Gaussovský šum byl odfiltrován úspěšně. V signálu již lze rozpoznat také EKG plodu.



Obrázek 68: Výsledek filtrace (WT).

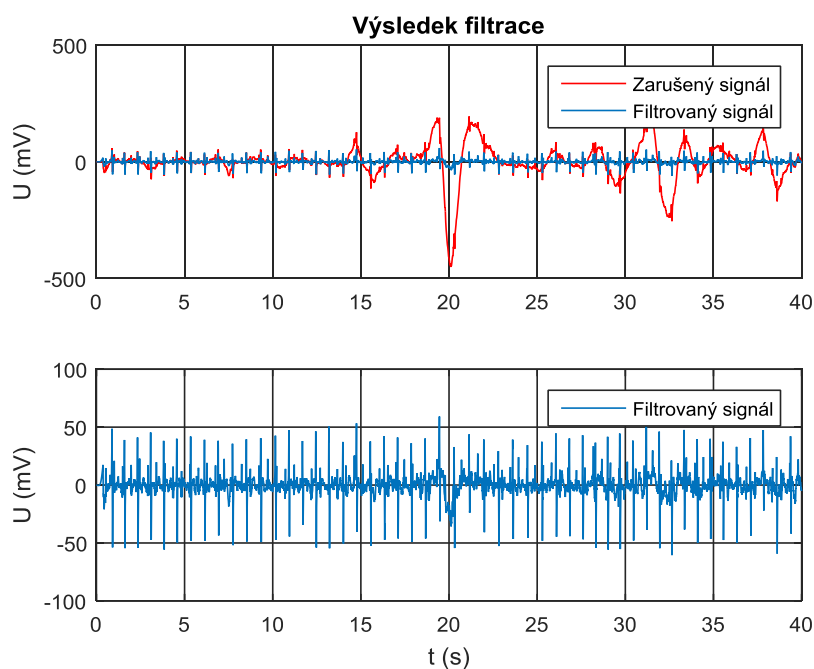
7 Ověření funkčnosti filtrace na reálných datech

Reálná data z klinické praxe, dostupná pro ověření funkčnosti navržených filtrů, byla získána přístrojem, který tato data již předem předzpracoval. Z tohoto důvodu bylo možné ověřit pouze filtraci kolísání izolinie. V signálech se opět objevuje jak EKG plodu, tak EKG matky.



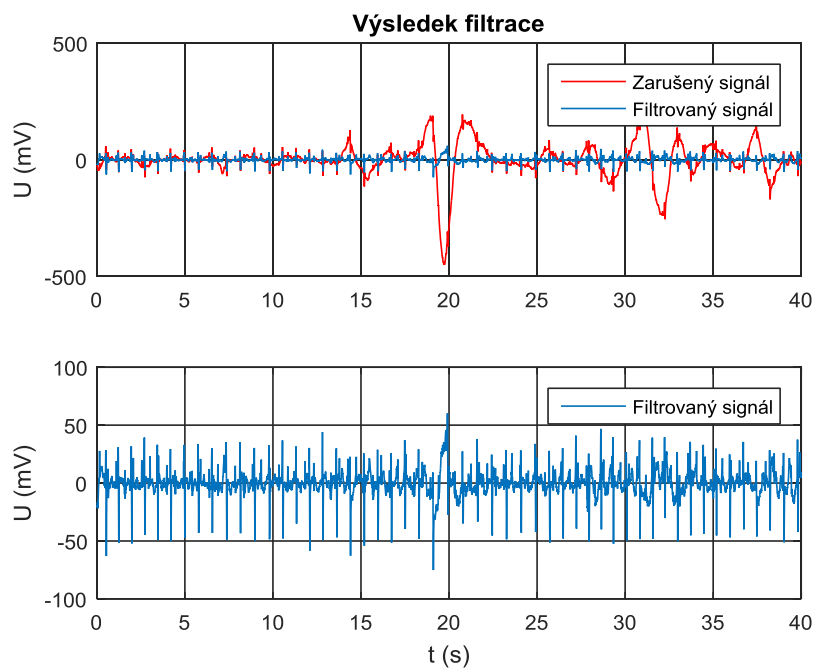
Obrázek 69: Signály fEKG.

Pro experimenty byl použit signál z břišní elektrody 3. Při filtraci signálu byl využit filtr FIR1 typu HP. Řád filtru byl zvolen 750 a mezní frekvence 2 Hz. Filtrace je zobrazena na obrázku 70. Kolísání izolinie bylo úspěšně odfiltrováno, což lze vidět hlavně v horní části, kde je srovnání signálů před a po filtraci.



Obrázek 70: Výsledek filtrace (FIR1 - HP).

Další použitou filtrací pro odstranění kolísání izolácie byl Chebyshevův filtr typu HP s řádem filtru 2 a mezní frekvencí 2 Hz.



Obrázek 71: Výsledek filtrace (Chebyshev).

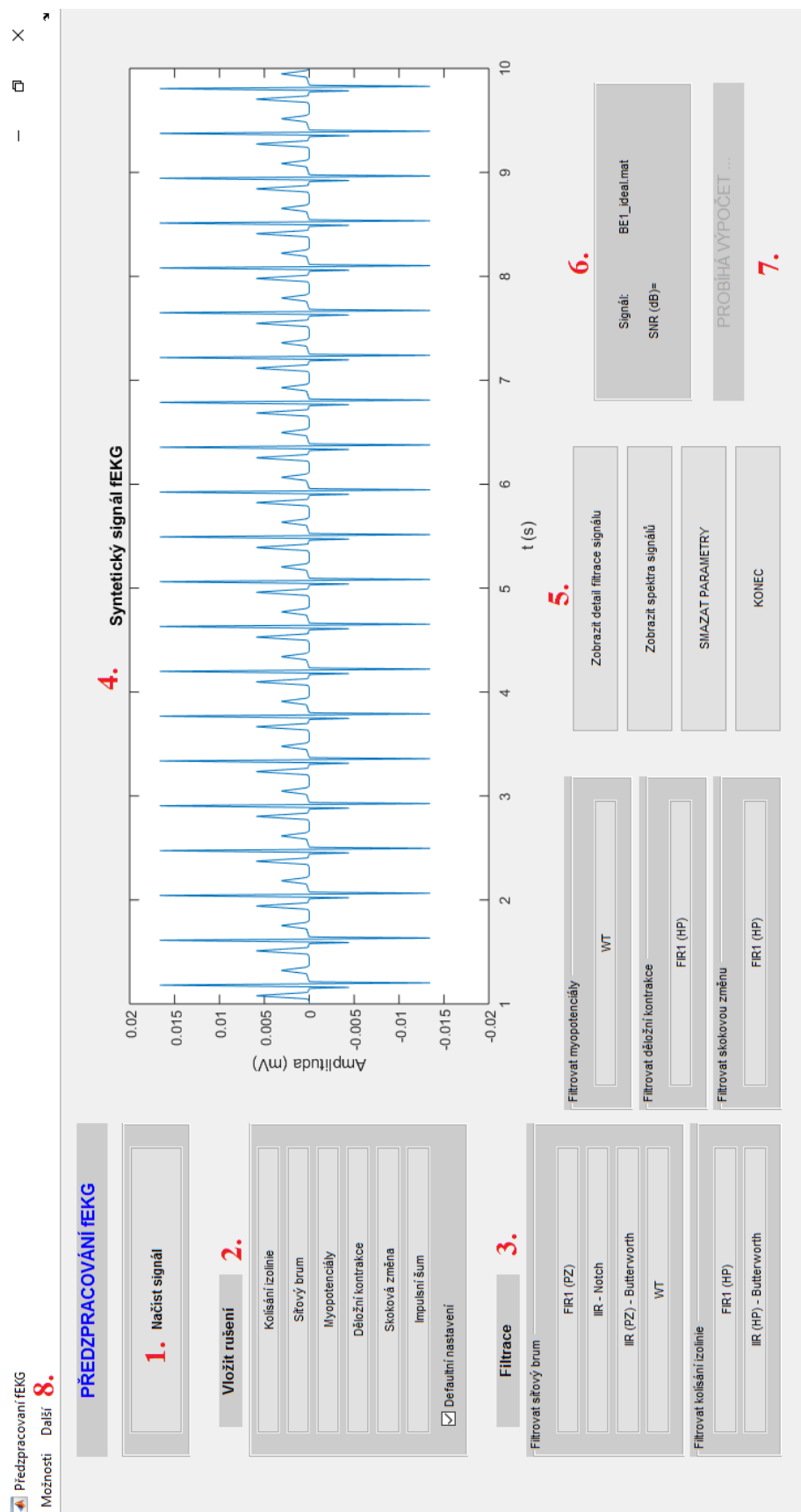
Z výsledků filtrace je patrné, že se výsledky příliš neliší. Obě filtrační metody byly schopny kolísání izolácie odstranit. Z výsledků těchto filtrací na syntetických datech však víme, že vhodnější je použití filtru FIR.

8 Grafické uživatelské rozhraní

Pro snadné ovládání bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní (GUI), kde jednotlivé komponenty byly vytvořeny vlastním naprogramováním. Program je možné spustit skriptem GUI_Preprocessing.m. GUI bylo navrženo tak, aby si uživatel mohl načíst signál, poté k vybranému signálu přidat rušení a nakonec signál filtrovat.

Popis komponent:

1. Načtení signálu – uživatel zvolí vstupní signál, který se vykreslí do grafu.
2. Vložení rušení - uživatel má možnost zvolit typ i parametry daného rušení. Vybrané rušení se poté přičte ke vstupnímu signálu a zobrazí se v grafu.
 - Defaultní nastavení – pokud je toto políčko zaškrtnuto, zobrazí se rušení s předdefinovanými parametry.
3. Filtrace signálu – po přičtení rušení uživatel zvolí filtr a jeho parametry. V grafu se poté zobrazí signál před i po filtraci.
4. Graf – do grafu se vykresluje vstupní signál, zarušený signál a srovnání signálů před a po filtraci. Lze také zobrazit detail filtrace a srovnání spekter.
5. Další možnosti
 - Zobrazit detail filtrace signálů – uživatel zde zvolí, kterou část signálu po filtraci chce detailně zobrazit.
 - Zobrazit spektra signálů – po stisknutí tohoto tlačítka dojde k vykreslení spekter původního signálu a signálu po filtraci.
 - Smazat parametry – toto tlačítko smaže graf a parametry z informačního panelu.
 - Konec – ukončí program.
6. Informační panel – zde se zobrazí použitý signál a výsledné SNR.
7. Indikace výpočtu – při delších výpočtech tento popis zčervená.
8. Horní lišta
 - Možnosti – zde je možné smazat graf a parametry z infopanelu nebo ukončit celý program.
 - Další – uživatel zde nalezne informace o programu a nápovědu.



Obrázek 72: Grafické uživatelské rozhraní.

Závěr

Tato bakalářská práce se věnovala problematice předzpracování fEKG. Úkolem tedy bylo seznámit se s možnými rušeními signálu a následně tato rušení filtrovat tak, aby byl signál co nejméně znehodnocen. Filtrace plodového EKG je ve srovnání s filtrací dospělého EKG obtížnější z důvodu několikanásobně nižší amplitudy signálu.

Prvním úkolem byl tedy popis jednotlivých rušení a nastudování jejich frekvenčního rozsahu. Poté již byl možný návrh vhodných filtrů. Jako první byl filtrován drift izolinie, kde byl použit filtr FIR1 a poté ke srovnání také filtr IIR typu Butterworth. FIR1 filtr dokázal kolísání izolinie potlačit a zároveň nedošlo k tak výraznému poškození signálu oproti filtraci IIR filtrem, kde se došlo k deformaci PQ a ST úseku.

Dále bylo filtrováno síťové rušení. Zde byly použity filtry FIR1, Butterworth, Notch a vlnková transformace. Z hlediska SNR byl nejvhodnějším filtrem FIR1. Notch filtr, který je v literatuře velmi doporučován právě pro filtraci brumu, nedosáhl tak dobrého výsledku, jako FIR1 filtr. Důvodem je zřejmě jeho vysoká úkopásmovost. Použité síťové rušení totiž bylo navrženo s kolísáním na frekvencích od 48 do 50 Hz. Takové odchylky zvládá lépe právě pásmová zádrž FIR filtru. U všech použitých filtrů však došlo k deformaci signálu v oblasti ST úseku.

Dalším filtrovaným signálem byly myopotenciály. Zde se jevila jako nejvhodnější filtrační metoda vlnková transformace. Po filtraci nebyla křivka signálu výrazně zkreslena, ale přesto nedošlo k celkovému odfiltrování rušení.

Při filtraci děložních kontrakcí byla použita filtrační metoda nevhodná. FIR filtr typu HP způsobil zkreslení signálu téměř ve všech částech. Nezkreslený zůstal pouze QRS komplex.

Skok izolinie byl filtrován opět FIR filtrem typu HP. Skok se podařilo odstranit, ale opět došlo ke zkreslení téměř celého signálu z důvodu odfiltrování užitečných frekvenčních složek.

Navržený software pro předzpracování fEKG by se dal vylepšit doplněním filtrace mateřského EKG, kterým je kontaminován každý fEKG signál. Navržené filtrační metody by také bylo možné rozšířit modernějšími algoritmy (např. využitím některých adaptivních filtračních metod).

Seznam použité literatury

- [1] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. [online]. 2014. Disertační práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Jan Židek. Dostupné z: <http://theses.cz/id/imm429/>
- [2] SAMENI, Reza; CLIFFORD, Gari D. A review of fetal ECG signal processing; issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*, 2010, 3: 4.
- [3] ȚARĂLUNGĂ, Dragoș-Daniel, et al. Fetal ECG extraction from abdominal signals: a Review on suppression of fundamental power line interference component and its harmonics. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2014, 2014.
- [4] HASAN, Muhammad Asfarul, et al. Detection and processing techniques of FECG signal for fetal monitoring. *Biological procedures online*, 2009, 11.1: 263-295.
- [5] JAGANNATH, D. J.; SELVAKUMAR, A. Immanuel. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical signal processing and control*, 2014, 10: 224-244.
- [6] GACEK, Adam; PEDRYCZ, Witold (ed.). *ECG signal processing, classification and interpretation: a comprehensive framework of computational intelligence*. Springer Science & Business Media, 2011.
- [7] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vyd. Brno: Vutium, 2002, 428 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [8] ROZTOČIL, Aleš, et al. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada, 2008, 408 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [9] *Monica Healthcare: Fetal Monitor & Pregnancy Monitoring Equipment* [online]. Monica healthcare, 2013 [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: <http://www.monicahealthcare.com/>
- [10] VRABLIK, Jaroslav, et al. Nejnovější metoda monitorování plodu během porodu pomocí STAN S 21. *Praktická gynekologie*, 2003, 3: 20. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?id=pg_03_04_05.pdf.
- [11] DUSKALOV, I. K.; DOTSINSKY, Ivan A.; CHRISTOV, Ivailo I. Developments in ECG acquisition, preprocessing, parameter measurement, and recording. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, 1998, 17.2: 50-58.
- [12] WADHWANI, A. K; YADAV, Manish. Filtration of ECG signal by using various filter. *International Journal of Modern Engineering Research (IJMER)*, 2011, 1.2:658-661.

- [13] RANI, Seema; KAUR, Amanpreet; UBHI, J. S. Comparative study of FIR and IIR filters for the removal of Baseline noises from ECG signal. 2011.
- [14] PISKOROWSKI, Jacek. Suppressing harmonic powerline interference using multiple-notch filtering methods with improved transient behavior. *Measurement*, 2012, 45.6: 1350-1361.
- [15] HEJJEL, Laszlo. Suppression of power-line interference by analog notch filtering in the ECG signal for heart rate variability analysis: to do or not to do?. *Medical Science Monitor*, 2004, 10.1: MT6-MT13.
- [16] KANJILAL, Partha Pratim; PALIT, Sarbani; SAHA, Goutam. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1997, 44.1: 51-59.
- [17] DE LATHAUWER, Lieven; DE MOOR, Bart; VANDEWALLE, Joos. Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2000, 47.5: 567-572.
- [18] CHOUAKRI, S. A., et al. Wavelet denoising of the electrocardiogram signal based on the corrupted noise estimation. In: *Computers in Cardiology, 2005*. IEEE, 2005. p. 1021-1024.
- [19] ALFAOURI, Mikhled; DAQROUQ, Khaled. ECG signal denoising by wavelet transform thresholding. *American Journal of applied sciences*, 2008, 5.3: 276-281.
- [20] SARGOLZAEI, Saman; FAEZ, Karim; SARGOLZAEI, Arman. Signal processing based techniques for fetal electrocardiogram extraction. In: *BioMedical Engineering and Informatics, 2008. BMEI 2008. International Conference on*. IEEE, 2008. p. 492-496.
- [21] CASTELLS, Francisco, et al. Principal component analysis in ECG signal processing. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2007, 2007.1: 98-98.
- [22] MLCOCH, Marek. *Kumulace biologických dat*. Brno, 2011, 48 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce: Lukáš Smital.
- [23] KARNEWAR, Jaykumar S.; SARODE, Milind V. The combined effect of median and FIR filter in pre-processing of ECG signal using matlab. In: *International Journal of Computer Applications (0975-8887), National Level Technical Conference "X-PLORE 2013*. 2013, (1): 30-33.
- [24] UPGANLAWAR, Isha V.; CHOWHAN, Harshal. Pre-processing of ECG signals using filters. *International journal of computer trends and technology*. 2014, 11.4: 166-168.
- [25] KUMAR, Yatindra; MALIK, Gorav Kumar. Performance analysis of different filters for power line interface reduction in ECG signal. *International Journal of Computer Applications*, 2010, 3.7: 1-6.

- [26] MIKULÁŠ, Karol. *Generátor rušení signálu EKG*. Brno, 2010, 55 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jan Hruběš.
- [27] KUBĚNA, Zdeněk. *Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů*. Brno, 2010, 50 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Martin Vitek.
- [28] SHADAYDEH, Maha; XIAO, Yegui; WARD, Rabab Kriedieh. Extraction of fetal ECG using adaptive Volterra filters. In: *Signal proceedings Conference, 2008 16th European*. IEEE, 2008. p. 1-5.
- [29] NIKNAZAR, Mohammad; RIVET, Bertrand; JUTTEN, Christian. Fetal ECG extraction by extended state Kalman filtering based on single-channel recordings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, , 2013, 60.5: 1345-1352.
- [30] XU-WILSON, Minnan, et al. Spatial filtering and adaptive rule based fetal heart rate extraction from abdominal fetal ECG recordings. In: *Computing in Cardiology Conference (CinC), 2013*. IEEE, 2013. p. 197-200.
- [31] JIA, Wenjuan, et al. Fetal ECG extraction based on adaptive linear neural network. In: *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2010 3rd International Conference on*. IEEE, 2010. p. 899-902.
- [32] GOLDBERGER, Ary L., et al. Physiobank, physiotoolkit, and physionet. *Circulation*, 2000, 101.23: e215-e220.
- [33] KUNA, Zdeněk. *Detekce komplexů QRS v signálech EKG*. Brno, 2010, 68 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [34] HANZELKA, Adam. *Korekce kolísání nulové izolinie*. Brno, 2011, 43 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Martin Vitek.
- [35] PENHAKER, Marek; AUGUSTYNEK, Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013.
- [36] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Brno, 2004. Habilitační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [37] SLEZÁK, Pavel. *Filtrace signálů EKG pomocí vlnkové transformace*. Brno, 2010, 63 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Lukáš Smital.

- [38] JANU, Joshua. *Vlnkový wienerovský filtr EKG signálů*. Brno, 2014, 64 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Lukáš Smital.
- [39] MARTINEK, Radek; MAŇAS, Jakub; ŽÍDEK, Jan; BILÍK, Petr. *Power Quality Improvement by Shunt Active Performance Filters Emulated by Artificial Intelligence Techniques*. In Conference Proceedings: 2nd International Conference on Advances in Computer Science and Engineering (CSE 2013). Los Angeles, CA, USA, July 1-2, 2013, pp. 157-161, ISSN: 1951-6851, ISBN: 978-90786-77 70-3, doi:10.2991/cse.2013.37. (WoS).
- [40] MARTINEK, Radek; ŽÍDEK, Jan; BILÍK, Petr; MAŇAS, Jakub; KOZIOREK, Jiří; TENG, Zhaosheng; WEN, He. *The use of LMS and RLS Adaptive Algorithms for an Adaptive Control Method of Active Power Filter*. In Conference Proceedings: Asia-Pacific Power and Energy Engineering Conference (APPEEC 2013). Beijing, China, July 12-14, 2013, Energy and Power Engineering, Vol. 5 No. 4B, 2013, pp. 1126-1133. doi: 10.4236/epe.2013.54B215.
- [41] RYŠÁNEK, Jan. *Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace*. Brno, 2012, 78 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [42] MOHYLOVÁ, Jitka, KRAJCA, Vladimír. *Zpracování biologických signálů*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2006.
- [43] SÖRNMO, Leif, LAGUNA, Pablo. *Bioelectrical signal procesing in cardiac and neurological applications*. Academic Press, 2005. 668 s. ISBN 978-0-12-437552-9.
- [44] DOLEŽEL, Jiří. *Jednoduchý vlnkový filtr EKG signál*. Brno, 2014, 41 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Lukáš Smital.
- [45] SMITAL, Lukas. *Vlnková filtrace elektrokardiogramů*. Brno, 2013, 99 s. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [46] HANDL, Marek. *Vlnková filtrace signálů EKG*. Brno, 2013, 72 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [47] CLIFFORD, Gari D., et al. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiological Measurement*, 2014, 35.8: 1521.
- [48] *Lady Care Health: Factors Affecting Fetal Development* [online]. [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: <http://www.ladycarehealth.com/factors-affecting-fetal-development/>
- [49] *WomenZone.cz* [online]. Grexis [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: <https://www.womenzone.cz/encyklopedie/tehotenska-vysetreni>

- [50] KOZUMPLÍK, Jiří; JAN, Jiří; KOLÁŘ, Radim. *Číslíkové zpracování signálů v prostředí Matlab*. Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2001.
- [51] ZIMÁKOVÁ, Jana. *Měření a analýza elektrokardiografických signálů*. Brno, 2010, 36 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jana Kolářová.
- [52] HRBÁČEK, Michal. *Vlnková analýza elektrokardiografických signálů*. Brno, 2013, 44 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Martin Klimek.
- [53] ONDRA, Josef. *Kompresa signálů EKG s využitím vlnkové transformace*. Brno, 2008, 50 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [54] MIKULAS, Karol. *Generátor rušení signálu EKG*. Brno, 2010, 32 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jan Hruběš.

Seznam příloh

Příloha A: Obsah přiloženého CD.....	84
--------------------------------------	----

Příloha A: Obsah přiloženého CD

- Soubor BP_CHO0112_Cholevova.pdf – PDF soubor obsahuje textovou část bakalářské práce.
- Program_CHO0112_Cholevova – Adresář se zdrojovými kódy programu.